

**DIE ROUTINEMÄSSIGE ANWENDUNG VON CORTICALEN
SOMATOSENSORISCHEN EVOZIERTEN POTENTIALEN
BEI OPERATIVEN EINGRIFFEN
AN DER WIRBELSÄULE
(IM VERGLEICH ZUM " WAKE - UP TEST ")**

ROLF M. PORSCHE

1985

Aus der Orthopädischen Klinik der Universität München
Kommissarischer Leiter: Prof. Dr. med.C.J. WIRTH

DIE ROUTINEMÄSSIGE ANWENDUNG VON CORTICALEN
SOMATOSENSORISCHEN EVOZIERTEN POTENTIALEN
BEI OPERATIVEN EINGRIFFEN AN DER WIRBELSÄULE
(IM VERGLEICH ZUM "WAKE - UP TEST")

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig - Maximilians - Universität zu München

vorgelegt von
Rolf M. Porsche
aus
München
1985

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter : Prof. Dr. K. A. Matzen

Mitberichterstatter : Prof. Dr. C. J. Wirth

Dekan : Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung : 30. Mai 1986

Herrn Professor Dr. med. K. A. Matzen bin ich für die Überlassung des Themas, seine Betreuung und Unterstützung, sowie für die Anregungen bei der Korrektur der Arbeit zu Dank verpflichtet

Herrn Professor Dr. med. C. J. Wirth, kommissarischer Leiter der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Universität München danke ich für die Übernahme des Coreferats.

Herrn Dr. med. St. Breitner danke ich sehr herzlich für die Unterstützung bei der technischen Durchführung der Arbeit und für die zahlreichen Anregungen und Ratschläge bei der Erstellung der Arbeit.



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41547927_0114

INHALTSVERZEICHNIS

Seite

I.	Einleitung	1
II.	Material und Methode	3
1.	Patientengut	3
2.	Technisches Material	10
3.	Versuchsaufbau	12
4.	Ablauf der Messungen	15
5.	Narkoseführung	26
III.	Physiologische Grundlagen der somato- sensorisch evozierten Potentiale	29
IV.	Ergebnisse von 41 Wirbelsäulenopera- tionen bei denen somatosensorisch evozierte Potentiale angewendet wurden	40
1.	Aussagefähigkeit	40
2.	Latenzverhalten der Potentiale	44
3.	Amplitudenverhalten der Potentiale	51
4.	Leerwertmessungen und Störeinflüsse	58
5.	Besonderheiten	62
V.	Diskussion	70
1.	Grundlagen der Anwendung der SEP	70

	Seite
2. Experimentelle Grundlagen zur Interpretation	71
3. Einflußmöglichkeiten auf die Potentiale	74
a) Narkose und Operationsbedingungen	74
b) Neurologie	80
c) Wacher Patient	81
d) Reizparameter	82
4. Zukunftsaussichten	85
5. Vergleich zum "Wake - up" Test	90
VI. Zusammenfassung	94

I. EINLEITUNG

Um eine Schädigung des Rückenmarks bei Wirbelsäuleneingriffen zu erkennen und damit gegebenenfalls zu verhindern, sollte während der Operation die Funktionalität des Rückenmarks überprüft werden.

Für die Kontrolle gibt es zwei verschiedene Möglichkeiten. Der sogenannte "Wake - up " Test, bei dem der Patient nach kritischen Phasen des Eingriffs, z.B. nach der Distraction der Wirbelsäule bei einer Skolioseoperation, in der Narkose soweit antagonistisiert wird, daß er in der Lage ist seine Zehen bei ungeschädigtem Rückenmark zu bewegen. (Vauzelle (57)) Diese Methode wurde zuerst nur bei Skolioseoperationen angewendet, um eine Schädigung des Rückenmarks durch zu starke Distraction zu erkennen. Auch heute wird diese Methode weltweit bei einer Vielzahl von Wirbelsäuleneingriffen eingesetzt.

Die zweite Methode ist die Messung von cortical gemessenen, somatosensorisch evozierten Potentialen S E P.

Hierbei wird distal des Operationsbereichs ein Reiz gesetzt, der im Rückenmark und im Gehirn eine Reizantwort hervorruft, die mit Hilfe eines gemittelten EEGs, oder einer entsprechenden Rückenmarksableitung gemessen werden kann. Dabei kann eine nahezu kontinuierliche Messung erfolgen und es wird der normale Narkose- und Operationsablauf nicht gestört. Das Grundprinzip dieses Verfahrens wurde 1933 von Grasser und Graham (17) entdeckt. Jedoch waren dann jahrelang die technischen Möglichkeiten noch nicht soweit entwickelt.

um die schwachen Potentialunterschiede entsprechend gut darzustellen, um sie auswerten zu können.

Erst mit der Entwicklung einer geeigneten Averageeinheit 1954 von Dawson (11) und Clark (6), sowie weiteren technischen Verbesserungen in den 60er Jahren, wurden die ersten Messungen von evozierten Potentialen im klinischen Anwendungsbereich gemacht. (Halliday (26), Liberson (41))

Anfang der 70er Jahre wurde dann fast gleichzeitig von Perot (50), Tsumoto (56), Kondo (37), Jones (30) und Cracco (8) die Verwendung von evozierten Potentialen bei Wirbelsäuleneingriffen erprobt.

Ebenfalls in den 70er Jahren ist die artverwandte Technik der visuell evozierten Potentiale VEP und der akustisch evozierten Potentiale AEP entwickelt worden und gehört heute schon zu den routinemäßig eingesetzten Methoden in der Funktionsdiagnostik. Der routinemäßige Einsatz von SEP hat sich trotz verbesserter Technik und in den letzten Jahren stetig gewachsenem Erfahrungsschatz noch nicht durchgesetzt und befindet sich noch im experimentellen Stadium.

Diese Arbeit soll nun über die Zweckmäßigkeit der routinemäßigen Anwendung von evozierten Potentialen bei Wirbelsäulenoperationen an Hand von 41 Wirbelsäuleneingriffen berichten und ihre Zweckmäßigkeit im Vergleich zum bis jetzt durchgeführten " Wake - up " Test aufzeigen.

II. MATERIAL UND METHODE

1. PATIENTEN

Bei insgesamt 41 Wirbelsäulenoperationen bei 38 Patienten wurden Messungen der Rückenmarksfunktion mit Hilfe von somatosensorisch evozierten Potentialen vorgenommen (Tab. 1). Dabei handelt es sich um verschiedenartige Eingriffe, die jedoch direkt an der Wirbelsäule stattgefunden haben und damit in nächster Nähe zum Rückenmark.

Besonders gefährlich ist dabei die Phase der Aufspreizung von Wirbelsegmenten oder sonstige unphysiologische Zug- und Druckbelastungen, da hier die Grenze zwischen Rückenmark tolerierender und Rückenmark schädigender Belastung vom Operateur nicht erkennbar ist.

Eine ventrale, transabdominelle Spondylodese wurde bei 7 Patienten mit einer Spondylolisthesis im Bereich zwischen L5/S1, L4/L5 oder L3/L4/L5 vorgenommen. Dabei wurde der Wirbel reponiert, die Bandscheibe entfernt und das Wirbelsäulensegment mit einem Beckspan in aufgespreiztem Zustand verblockt. Zur Fixierung wurde das Segment mit einer Platte verschraubt.

6 Patienten wurden an der Halswirbelsäule operiert. Bei 2 Subluxationsfrakturen wurde sowohl von ventral, als auch von dorsal eine Reposition mit anschließender Osteosynthese durchgeführt.

Nur von ventral wurden die Spondylodesen bei einem Patienten mit Brüchen zwischen C5 - 7, sowie bei 2 Patienten mit Osteolysen des 6. Halswirbels durchgeführt. Bei einem Patienten mit Knochenmetastasen C4/5 wurde der ausgeräumte Wirbel-

Tabelle 1

Patient	Alter/ Geschlecht	Operation	Neurologisches Defizit
1a	61 m	Spondylodese, alte Th11 Fraktur	Sensibilitätsstörungen linker Unterschenkel
1b		Distraktionsop. n. Harrington	
2	43 w	Wirbelkörperprothese Th12 / L1	--
3	44 m	Wirbelkörperprothese L4/5 Tumorsektion	geringe Parästhesien
4	18 m	Spondylodese, Fraktur C5/7	--
5	18 m	Spondylodese, Fraktur C7	--
6	16 m	Skolioseoperation n. Harrington	--
7	8 w	Spondylodese, Osteolyse Th3/4	--
8	56 m	Spondylodese, Spondylolisthesis L5/S1	--
9	16 m	Spondylodese, Fraktur L2	--
10	38 m	Spondylodese, Spondylolisthesis L4/5	Sensible und motorische Ausfälle L4/5

Patient	Alter/ Geschlecht	Operation	Neurologisches Defizit
11	14 w	Skolioseoperation n. Harrington	--
12	16 m	Spondylodese, Spondylolisthesis L5/S1	--
13	21 w	Skolioseoperation n. Harrington	--
14	47 m	Spondylodese, Spondylolisthesis L5/S1	Sensibilitätsstörungen L5
15	55 m	Spondylodese, Fraktur L1	geringe Parästhesien
16	36 w	Spondylodese, Fraktur L4	motorische und sensible Ausfälle
17	13 w	Skolioseoperation n. Harrington	--
18	15 w	Skolioseoperation n. Harrington	--
19	68 m	Wirbelkörperprothese Th4/6 Tumor	partielle Querschnittsymptomatik
20a	15 w	Skolioseoperation VDS n. Zielke	--
20b		Skolioseop. n. Harrington/Luque	--
21	15 w	Skolioseop. n. Harrington/Luque	--

Patient	Alter/ Geschlecht	Operation	Neurologisches Defizit
22	70 w	Wirbelkörperprothese C4/5 Metastasenresektion	--
23	15 w	Skolioseop. n. Harrington/Luque	--
24	57 w	Spondylodese C4/5	Hyperästhesien C6/7
25	13 w	Skolioseop. n. Harrington/Luque	--
26	20 w	Spondylodese, Fraktur L1	--
27	19 w	Skolioseop. VDS n. Zielke	--
28	60 m	Spondylodese, Spondylolyse L3/5	Sensibilitätsstörungen S1
29	2+ w	Spondylodese, Luxation C5/7	--
30a	14 w	Skolioseop. VDS n. Zielke	--
30b		Skolioseop. n. Harrington/Luque	--
31	33 m	Spondylodese, Spondylsthesis L5/S1	--
32	36 w	Skolioseop. VDS n. Zielke	Parästhesien an beiden Beinen

Patient	Alter/ Geschlecht	Operation	Neurologisches Defizit
33	49 m	Spondylodese, Osteolyse C6	Wurzelkompressionssyndrom C6 einseitig
34	57 m	Wirbelkörperprothese L1	--
35	17 m	Skolioseop. n. Harrington/Luque	--
36	65 w	Spondylodese, Spondylolisthesis L3/5	--
37	28 w	Skolioseop. n. Harrington/Luque	--
38	21 m	Wirbelkörperprothese Tumorresektion L1/3	schwere Paresen L1/2

bereich nach ventraler Eröffnung mit einer Wirbelkörperprothese versorgt und ebenfalls mit einer Platte fixiert.

Bei 10 Patienten kam es zu Wirbeldestruktionen bzw. Wirbelfrakturen im thorakalen und lumbalen Wirbelsäulenbereich. Nach Ausräumen des destruierten Bereiches wurde in den aufgespreizten Zwischenwirbelraum ein corticospongiöser Span eingefast und fixiert. Bei Tumoren wurde kein homologes Material, sondern Metakrylatknochenzement verwendet.

Bei einem Patienten wurde eine in 65° kyphotischer Fehlstellung verheilte BWK 11 Fraktur zuerst von ventral reponiert und dann von dorsal mit einem Harringtoninstrumentarium in annähernd physiologischer Stellung fixiert.

Bei 11 Skoliosepatienten, die eine Krümmung von mehr als 50° (Messmethode nach Cobb) hatten, wurde von dorsal mit Hilfe des Harringtoninstrumentariums bzw. nach der Methode Harrington/Luque eine Korrektur von mindestens 50% erreicht. Hierzu wurde in extendierter Bauchlage eine Spondylodese des betroffenen Wirbelsäulenabschnittes mit Anlagerung autologer corticospongiöser Späne aus dem Beckenkamm durchgeführt. Zum Ausgleich der Verkrümmung wird ein Distraktionsstab nach Harrington implantiert, teilweise kombiniert mit der "Segmental-wirring" Methode nach Luque. Bei stärkerer Torsion der Wirbelsäule wurde alternativ eine ventrale Derotationsspondylodese (VDS) nach Zielke durchgeführt.

In zwei Fällen wurde im Abstand von 2 Wochen zuerst eine VDS und dann eine Operation nach Harrington ausgeführt, um die Verkrümmung möglichst optimal auszugleichen.

Von den 38 Patienten waren 20 weiblichen und 18 männlichen Geschlechts, wobei nur bei den Skolioseoperationen eine deutliche Überzahl der weiblichen, jugendlichen Patienten zu registrieren war.

Das Alter der Patienten lag zwischen 8 und 70 Jahren, im Durchschnitt bei 32,1 Jahren.

Bei 11 Patienten bestand präoperativ ein neurologisches Defizit, das von Paraesthesien bis zum partiellen Querschnitt reichte. Meist handelte es sich um erst kurzfristig bestehende, leichte bis mittelschwere Sensibilitätsstörungen und Paraesthesien. Nur in 4 Fällen bestanden langbestehende schwere Sensibilitätsstörungen, Wurzelkompressionssyndrome oder ein partieller Querschnitt.

Bei den übrigen 27 Patienten war vor der Operation kein neurologischer Defizit festzustellen. Postoperativ hatte ebenfalls keiner dieser Patienten einen neurologischen Ausfall. Dies wurde einige Zeit nach dem Aufwachen aus der Narkose mit groben Sensibilitäts- und aktiven Bewegungstest nachgewiesen. Zu einem späteren Zeitpunkt wurde dann eine genauere Überprüfung durchgeführt.

Bei Patienten mit einem neurologischen Defizit wurde vor und nach der Operation eine neurologische Untersuchung durchgeführt, die eine genaue Überprüfung und Festlegung der Symptomatik erlaubte.

2. TECHNISCHES MATERIAL

An technischer Ausstattung wurden folgende Geräte verwendet:

- Als zentrale Meß- und Recheneinheit wurde ein Universal-Elektromyograph MG 812 der Firma Martin Gruber München eingesetzt. (Tab.II) Dabei handelt es sich um ein Zweikanalgerät mit eingebautem Avarager, Reizeinheit, Oszillographen, Direktschreiber und externen EMG - Vorverstärker. Ein Kanal wurde für die Aufzeichnung des abgeleiteten EEGs benutzt, der zweite Kanal für das gemittelte Signal. Die Meßdauer des gemittelten Signals betrug 240 ms und konnte im gleichen Maßstab mit Hilfe eines Direktschreibers auf mm - Papier ausgedruckt werden.
- Als Reizelektroden wurden Silberelektroden der Größe 5 x 10 x 2 mm verwendet, für die EEG-Ableitung wurden sterilisierte Platinnadelelektroden benützt. Die Erdung wurde mit Hilfe von einer Metallbandelektrode (15 x 2 cm) oder EKG-Einzelelektroden vorgenommen.
- Außerdem standen die nötigen Kabelverbindungen von den Elektroden zum EMG - Vorverstärker zur Verfügung.
- Weiterhin wurden Kompressen, Klebebänder zum Fixieren der Elektroden, Äther zum Entfetten der Haut, Elektrogel und spezielle Halterungen verwendet.

Tabelle 2 : Wichtige technische Daten des Elektro-
myograph MG 812

EMG - Verstärker

Eingangsimpedanz	2 x 100 MOhm
Frequenzbereich	0,1 Hz - 30 kHz
d. Filter begrenzb.	

Reizstimulator

Impulsdauer	0,1-0,2-0,5-1,0 ms
Reizspannung	0 - 500 V

Recorder

Registrierbreite	50 mm
Registriergeschwindigkeit	5 - 50 mm/s

Averager

Auflösung	1024 Adr. x 20 bit
max. Durchläufe	4095
Ausgangsverstärkung	x 1 - x 32

3. TECHNISCHER VERSUCHSAUFBAU UND REIZPARAMETER

Das empfangene EEG - Signal wurde auf Kanal K1 des Oszillographen gegeben. Die Eingestellte Empfindlichkeit betrug 20 V/cm, die horizontale Kippgeschwindigkeit betrug 20 ms/cm, so daß auf dem rund 12 cm breiten Bildschirm ein Bereich von 240 ms erfaßt wurde.

Durch entsprechende Filter wurde der ausgewertete Frequenzbereich auf 20-2000 Hz begrenzt, außerdem wurden auch Versuchsserien mit einer Frequenzbreite von 20 - 70-Hz durchgeführt. Es sei an dieser Stelle angemerkt, daß bei dem schmalen Frequenzbereich der Informationsverlust erstaunlich gering ist, so daß man eine Filterbreite von 30 - 200 Hz bei diesem Gerät als optimal ansehen könnte, da in diesem Bereich die größte Informationsmenge vorkommt und hochfrequente, kleine Artefaktstörungen (> 500 Hz) befriedigend ausgeblendet werden. (Abb. 1)

Dies widerspricht etwas den Ergebnissen von Lesser (39) und Lüders et al (43), die nach großen Versuchsserien einen Frequenzbereich von 150 - 1500 Hz empfahlen. Zusätzlich wurde ein selektiver 50 Hz Filter zur Unterdrückung von Netzwechselströme im Operationsbereich verwendet.

Bei dem Einsatz des elektrischen Koagulationsgerätes waren keine Messungen möglich, da eine Störfrequenz die EEG - Ableitungen vollständig überlagerte. Konstante Störungen durch andere Geräte, wie z.B. Cellsaver kamen nicht vor.

Abbildung 1 : Vergleich von verschiedenen Frequenz-
begrenzungen durch Filter

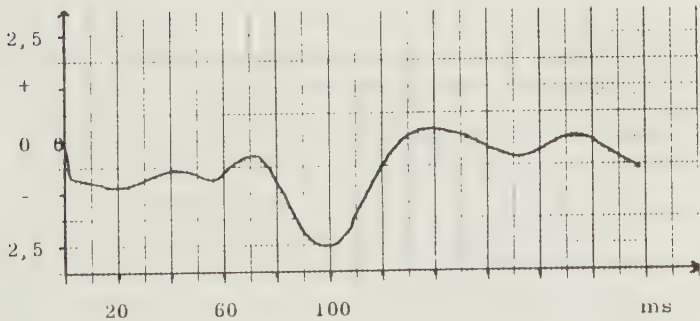
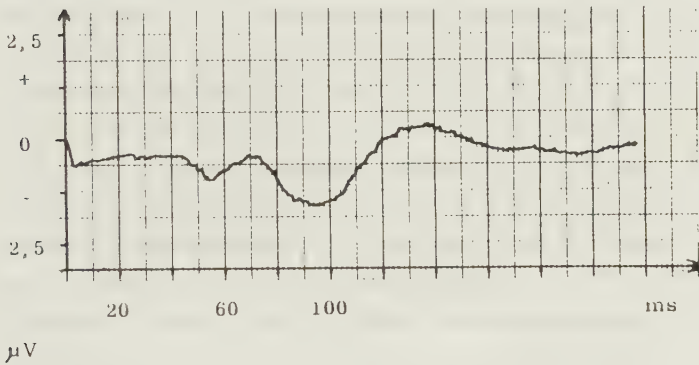


Abbildung 1 zeigt eine Kurve bei einem Frequenzbereich zwischen 20 und 2000 Hz. Abbildung 2 wurde zwischen 20 und 70 Hz aufgezeichnet.

Die Ableitungen wurden bei dem gleichen Patienten unter gleichen Bedingungen gemacht.

Die Benützung des Averagers ist absolut notwendig, da sonst das spezifische Potentialmuster nicht erkennbar wäre. Die Averageeinheit bewirkt bei jeder Reizung automatisch einen O-Durchlauf des Meßsignals (Triggerung) nach dem Additionsverfahren.

Es wurden für die Messungen meist 200 Einzelmessdurchgänge verwendet, weil diese Anzahl von Durchläufen eine sich kaum mehr verändernde Kurve in einer relativ kurzen Zeit (70 s) ergibt. Bei sehr großamplitudigen Ergebnissen war manchmal schon ab 50 Einzeldurchgängen ein aussagekräftiges Ergebnis möglich. Bei Messdurchgängen mit sehr vielen Durchläufen (> 500) kam es zu keiner Ergebnisveränderung.

Die durch den Reizimpuls ausgelösten Neuronenpotentialänderungen wurden am Kopf abgeleitet und der Recheneinheit zugeführt. Das so gemittelte Signal wurde im Vergleich zum eingehenden EEG Signal 8 x bzw. 16 x vergrößert, was zu einer Amplitudengröße von $2,5 \mu V/cm$ bzw. $1,25 \mu V/cm$ führte.

Bei den Reizimpulsen wurde mit einer Frequenz von 3 Hz gearbeitet. Eine Erhöhung der Frequenz auf 6 - 7 Hz mit entsprechender Ergebnistriggerung wäre für einen schnelleren Informationsgewinn, vorallem während der kritischen Phase der Operation wünschenswert, jedoch mit diesem Gerät technisch nicht durchführbar.

Die Amplitude der Reizstärke wurde, wenn möglich, am noch nicht relaxierten Patienten festgelegt. Richtwerte waren für Erwachsene $180 \pm 40 V$, für Kinder $150 \pm 30 V$. Eine zu geringe Spannung bewirkt einen zu großen Informationsverlust und sollte daher vermieden werden, vorallem

da Reizspannungen in einem Bereich bis 300 V für den Patienten keine pathologischen Folgen haben. (Abb. 2)
Die Kippgeschwindigkeit entspricht mit 20 ms/cm die der EEG - Ableitung, so daß ebenfalls ein Bereich von 200 ms überprüft werden konnte.

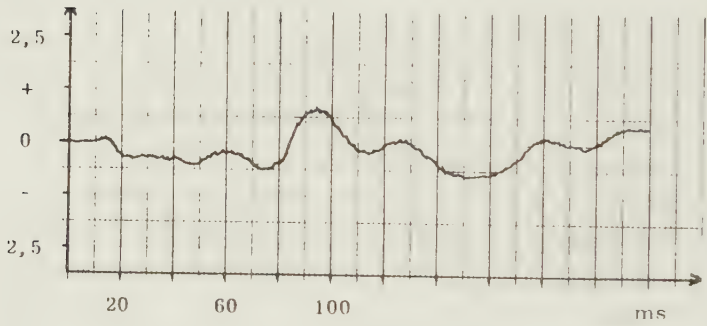
4. ABLAUF DER MESSUNG

Der Aufbau und Ablauf der Versuchsanordnung läuft meist nach dem gleichen Schema ab und hat sich organisatorisch bewährt. (Abb. 3)

Das Anbringen der Elektroden für den Meßvorgang wird im Operationsvorbereitungsraum parallel zur Narkoseeinleitung und Lagerung durchgeführt. Dabei werden zuerst die beiden Reizelektroden an den Füßen befestigt. Dazu wird versucht an beiden medialen Malleolen den Verlauf des N. tibialis posterior zu ertasten. Dann wird die Haut in diesem Gebiet mit Äther gereinigt und entfettet. Die Reizelektrode wird mit Elektrogel beschichtet und an eine Stelle, an der der Nerv möglichst nahe unter der Haut läuft, angebracht und gut fixiert. Die Kabel werden spannungsfrei an dem Operationstisch zum Kopf geleitet, wo später der EMG - Vorverstärker befestigt wird. Ein starkes Abknicken der Kabel wird dabei vermieden, um sie nicht zu beschädigen. Außerdem sollen die Elektroden und Kabel für den Patienten möglichst druckfrei angebracht werden. Wenn möglich werden die Elektroden immer an

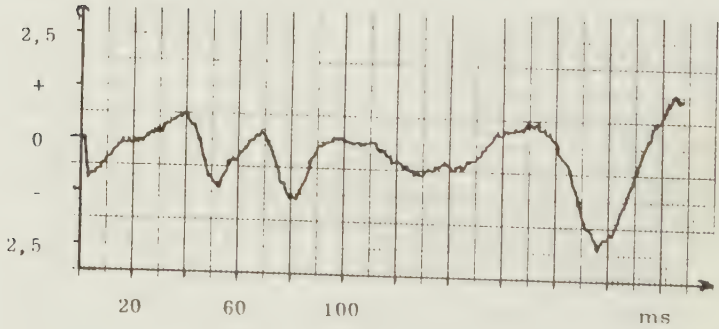
Abbildung 2 : Potentialveränderungen bei unterschiedlichen
Reizspannungen

A

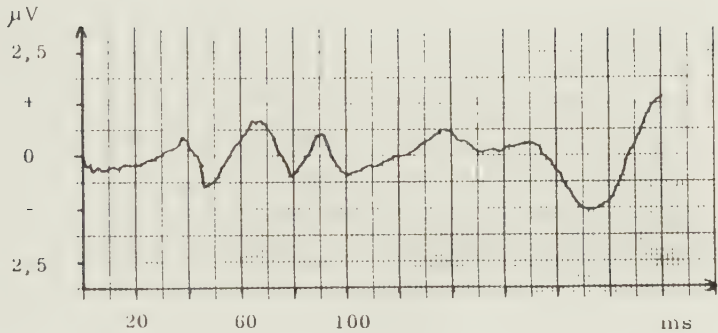


μV

B



C



A : 90 V

$$B : 120 \text{ V}$$

C : 150 V

Während bei 90 V die Peakformen noch kaum zu identifizieren sind, ist bei 120 V die Form gut zu erkennen, nur die Latenz ist noch verlängert. Bei Spannungen über 150 V änderte sich weder die Peakform noch die Latenz.

Der Patient wurde intraoperative mit 150 V gereizt.

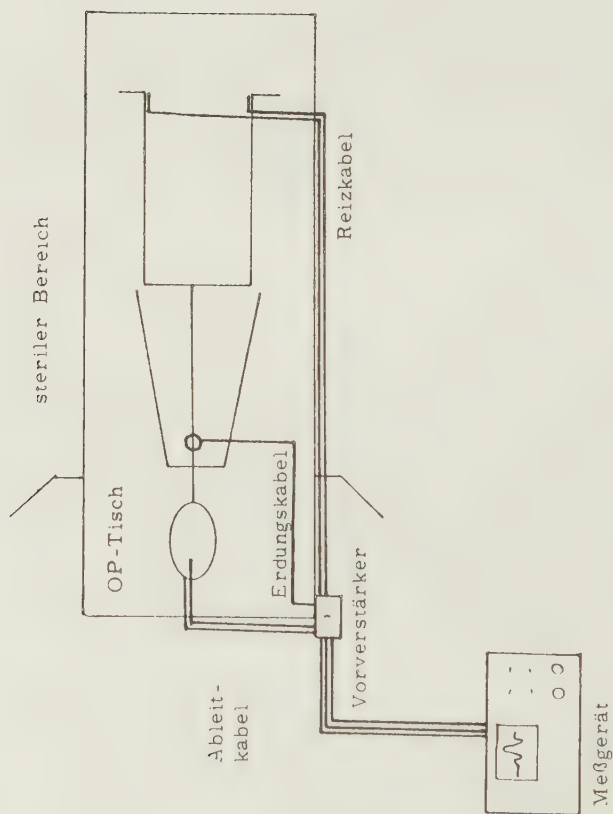


Abbildung 3 : Aufbau der Meßanordnung

Schematischer Aufbau bei einem lumbalen Eingriff in ventraler Lage.

beiden Füßen angebracht. Dies bietet mehrere Vorteile:

- werden abwechselnd beide Füße gereizt, wird ein großer Bereich an Rückenmarksfasern erfaßt und partielle Schädigungen können eher erfaßt werden. Außerdem kann eine große Differenz zwischen beiden Seiten auf ein pathologisches Geschehen hinweisen.
- bei thorakalen und lumbalen Eingriffen können während der Operation die Füße nicht erreicht werden und somit ein Elektrodenverschieben während der endgültigen Lagerung oder der Operation nicht korrigiert werden.
- bei einer einseitigen neurologischen Schädigung z.B. einer Wurzelkompression kann nicht sicher vorausgesagt werden, in wie weit auf dieser Seite eine aussagekräftige Messung möglich sei. Falls dies nicht möglich ist, bleibt immer noch die Reizung der anderen Seite um eine, wenn auch eingeschränkte, Aussage über den Gesamtzustand des Rückenmarks zu treffen.

Ist der Patient nach dem vollständigen Anbringen der Reizelektroden noch nicht relaxiert worden, kann eine Probe-reizung zur Kontrolle der richtigen Lage der Elektroden erfolgen. Dazu wird noch eine befeuchtete Metallbänderungselektrode an dem zu reizenden Fuß befestigt und dann das Gerät angeschlossen.

Die Reizspannung wird langsam gesteigert bis es zu einer Dorsalflexion der Zehen kommt. Bei einer Spannung von über 250 V (bei Kindern über 200 V) soll der Sitz der Elektroden verbessert werden.

Bei teilrelaxierten Patienten ist eine Aussage nur bedingt möglich. Die in der Operation verwendete Reizspannung soll 10 - 20 V unter der motorischen Antwortschwelle liegen, da diese Spannung vollkommen ausreicht, um die sensorisch afferenten Bahnen vollständig zu reizen. Eine wesentlich höhere Spannung bringt keine Vorteile in Bezug auf das zu erzielende Patientenergebnis.

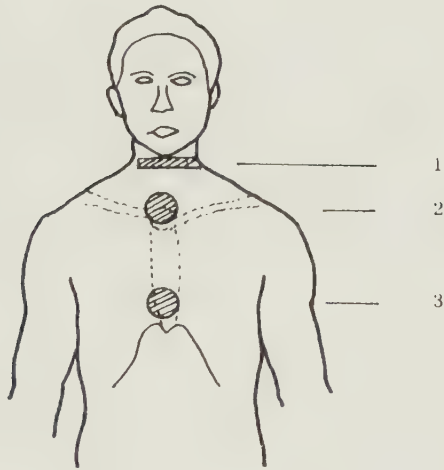
Die Erdungselektrode wird je nach geplanten Operationsbereich medial am Sternum (EKG Elektrode) oder am Hals (Bandelektrode) angebracht. (Abb. 4)

Die anfangs benützte Bandelektrode wurde durch die EKG-Einmalelektroden abgelöst, da diese hygienischer und leichter anzubringen ist, sowie einen geringeren Platzbedarf hat. Durch Doppelversuche (abwechselnd beide Elektroden), sowie an einem wachen Probanden wurde nachgewiesen, daß es keine Unterschiede in der Qualität der Potentiale, noch in der Sicherheit für den Patienten gab.

Auch die Anbringung der Kopfelektroden soll möglichst zu einem frühen Zeitpunkt erfolgen, um sie exakt und ruhig positionieren zu können. Die Nadeln sollen nur gesetzt werden wenn der Kopf nicht rotiert ist, da dann die Medianbestimmung am einfachsten ist. Nur bei Skolioseoperationen nach Harrington ist die Befestigung der Nadeln erst nach endgültiger Lagerung im Operationssaal zu empfehlen, da hier der Kopf dann frei hängt und am besten zugänglich ist.

Um einen guten Nadelzugang zu gewährleisten, soll bei allen Patienten auf ein Kopftuch verzichtet werden und nur ein Haar-netz verwendet werden, welches an den entsprechenden Stellen eingerissen wird. Die sterilisierten und möglichst nicht ab-

Abbildung 4 : Lage der Erdungselektrode



1 : Bandelektrode

2 : EKG - Elektrode

3 : EKG - Elektrode bei HWS - Eingriffen

Die Erdungselektroden sollen so angebracht werden, daß sie nicht im sterilen OP - Bereich liegen. Außerdem sollen die Elektroden bei dem Patienten keine Druckschäden hervorrufen.

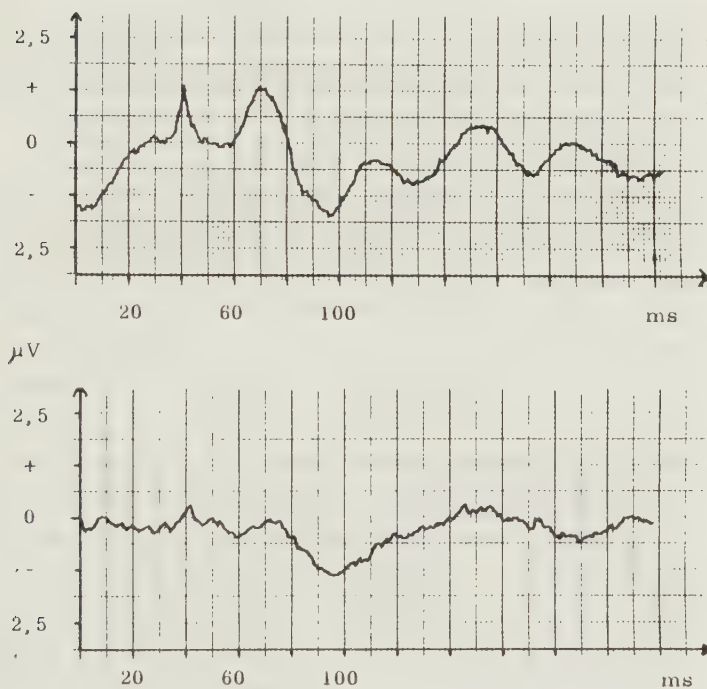
geknickten Platinnadelelektroden werden durch die Kopfhaut möglichst nahe an die Schädelkalotte geschoben, um die Leitungsverluste gering zu halten. Da die Nadeln auf dem behaarten Schädel positioniert werden, ergeben sich hieraus Befestigungsprobleme, da eine Klebebandfixierung nur sehr schwer möglich ist. Die Ableitkabel werden deshalb möglichst nahe am Kopf gut fixiert und spannungsfrei und ohne weit abzustehen zu den Elektroden geführt.

Oft werden jedoch die Nadeln durch Lagerungsmanipulationen oder Unachtsamkeiten herausgezogen. Dann sollen die Nadeln, um eine Vergleichbarkeit der Kurven zu erhalten, möglichst an gleicher Stelle wieder eingeführt werden. Blutet es jedoch stark aus der vorherigen Einstichstelle, muß auf eine andere Stelle ausgewichen werden, jedoch möglichst nahe an der ursprünglichen, da durch den sich bildenden Blutkoagel hohe Leitungsverluste entstehen können. (Abb. 5)

Bei HWS Operationen werden die Nadeln und Ableitungen doppelt verlegt, da während der Operation der Kopf steril abgedeckt wird und das Risiko, daß eine Nadel durch Operationsmanipulationen herausrutscht sehr groß ist. Ein erneutes Setzen der Nadeln ist dann nicht mehr möglich.

Die Position der Referenznadel liegt in der Medianlinie an der Stirn - Haargrenze. Die Ableitelektroden werden am Punkt Cz befestigt. Cz entspricht einem Punkt 1 - 2cm rostral von Cz nach dem internationalen 10 - 20 EEG - System und liegt auf der Höhe des Gyrus postcentralis. Geringe Veränderungen dieser Position in der Medianlinie bringt keine wesentlichen Veränderungen mit sich.

Abbildung 5 : Leistungsverluste bei wiederholtem Einstechen der Nadel



Bei diesem Patienten wurde die Nadel in die stark blutende Stelle, nach dem sie herausgezogen wurde, wieder eingestochen. Die obere Kurve entstand zu Beginn der Messung, die untere Kurve 5 Minuten nach Wiedereinsetzen.

Sobald der Patient fertig gelagert und die Verkabelung abgeschlossen ist, kann mit den Messungen begonnen werden.

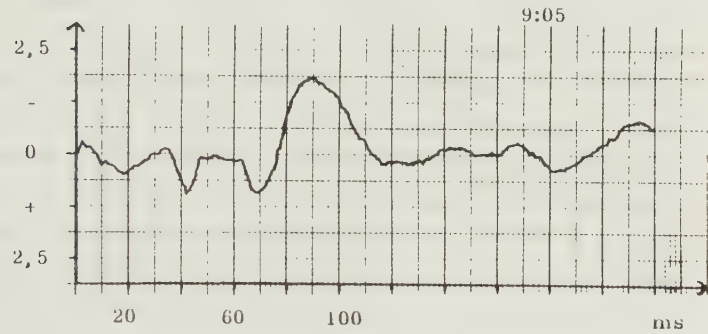
Zu Beginn der Messungen werden von jeder Seite (Reizung am rechten bzw. linken Fuß) 2 Messungen durchgeführt, die dann als Referenz für die weiteren Messungen dienen. Die 2. Messung zeigt öfters einen deutlicheren Kurvenverlauf und eine größere Amplitude. (Abb. 6)

Im Abstand von 15 Minuten werden weitere Messungen durchgeführt. Bei besonderen Vorkommnissen z.B. einer starken Blutung oder während der kritischen Phase z.B. der Distraction bei einer Operation nach Harrington, erfolgen die Messungen kontinuierlich. Die Reizung wird, soweit möglich, abwechselnd an beiden Füßen vorgenommen. Die Schlußmessung wird während der Hautnaht durchgeführt.

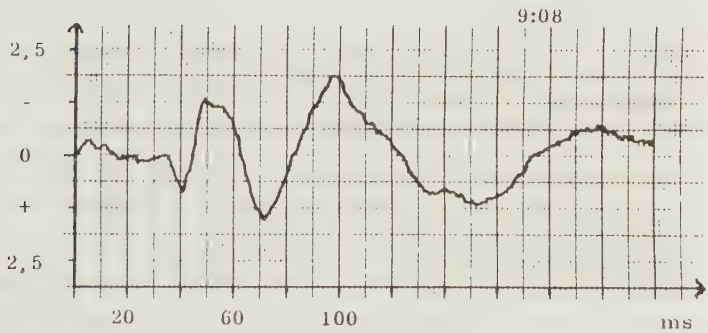
Bei nicht zufriedenstellenden Meßergebnissen wird sofort eine Wiederholungsmessung durchgeführt. Dies ist durch technische Artefakte oder Fehlbedienung, vorallem aber wegen unbekannter, nur kurzfristig vorkommender Einflüsse nötig. Die durchschnittliche Meßdauer beträgt während der Operation 3,4 Stunden (2,5 - 6 Stunden). Dabei werden 30 - 70 Meßdurchgänge angefertigt, wovon etwa die Hälfte für die Dokumentation und eine genaue Auswertung aufgezeichnet werden.

Eine spiegelbildliche Anordnung der Peaks ($N \rightarrow P$ bzw. $P \rightarrow N$) ist durch eine falsche Anbringung der Ableitkabel an den Kopfelektroden möglich. Dies kann auf den ersten Blick einen ungewöhnlichen Kurvenverlauf vortäuschen, was jedoch bei der Auswertung unbedeutend ist.

Abbildung 6 : Vergleich der ersten beiden Messungen zu Operationsbeginn



μV



Die zweite Ableitung ist hier deutlich ausgeprägter als die erste, obwohl die Ableitbedingungen identisch waren. Auch die Latenzen unterscheiden sich, z.B. P40 40 ms - 42 ms.

5. NARKOSEFÜHRUNG

Bei allen Patienten kam eine Neuroleptnarkose zur Anwendung. Prämediziert wurde der Patient ca. 1 Stunde vor Narkosebeginn mit Thalamonal und Atropin.

Die Narkose selber wurde mit einem kurzwirkenden Schlafmittel (Thalamonal) eingeleitet.

Als Relaxans wurde Pancuronium verwendet, ferner kamen Fentanyl und DHB zum Einsatz. Das Inhalationsgas setzte sich zu 1/3 aus Sauerstoff und zu 2/3 aus Lachgas zusammen. Je nach Bedarf wurden Blutdrucksenkende bzw. steigernde Mittel, Heparin und Antibiotika verwendet.

Wenn die Narkosetiefe zu gering wurde, wurde bedarfsweise Halothan bzw. Enflurane in Konzentrationen zwischen 0,2 und 1,5% eingesetzt.

Dieser Narkoseaufbau hat sich als günstig erwiesen, da die Dämpfung der Potentiale hierbei angeblich am geringsten ist. (Clark et al (7)) Laut Russ et al (51) muß jedoch mit einer möglichen Zunahme der Latenzzeit gerechnet werden.

Durch die Vielzahl der Medikamente ist ihr Einfluß direkt auf die Veränderung der Potentiale kaum beurteilbar und nur schwer abzuschätzen. Prinzipiell ist hier eine gute Verständigung zwischen Anästhesie und dem Betreuer der Patientennmessungen von Nöten, um gerade bei bolusartigen Verabreichungen entsprechende Veränderungen von Seiten der Potentiale richtig bewerten zu können. Auch der Einsatz von Halothan oder Enflurane soll immer mitgeteilt werden.

Der Blutdruck wurde möglichst konstant gehalten. Der systolische Wert sollte knapp über 100 mm/Hg betragen. Bei 7 Patienten kam es zu hypertonen Phasen mit Blutdruckwerten bis zu 160 mm/Hg systolisch. Bei einem Patient sank der Blutdruck bis zu einem Wert von 60 mm/Hg systolisch und überschritt im Durchschnitt nicht 80 mm/Hg. Zu starken Blutdruckschwankungen mit systolischen Werten zwischen 90 mm/Hg und 160 mm/Hg, die während der ganzen Operationszeit anhielten, kam es bei einem weiteren Patienten.

Bei den sonstigen Patienten gab es blutdruckmäßig keine Auffälligkeiten. Ebenso waren die Herzfrequenzen der Patienten im physiologischen Bereich, es wurde in keinem Fall ein schockähnlicher Zustand beobachtet.

Bei zwei Patienten kam es während der Operation zu einer Acidose mit pH - Werten von 7,24 und 7,30, die wahrscheinlich durch eine Hypoventilation ausgelöst wurden.

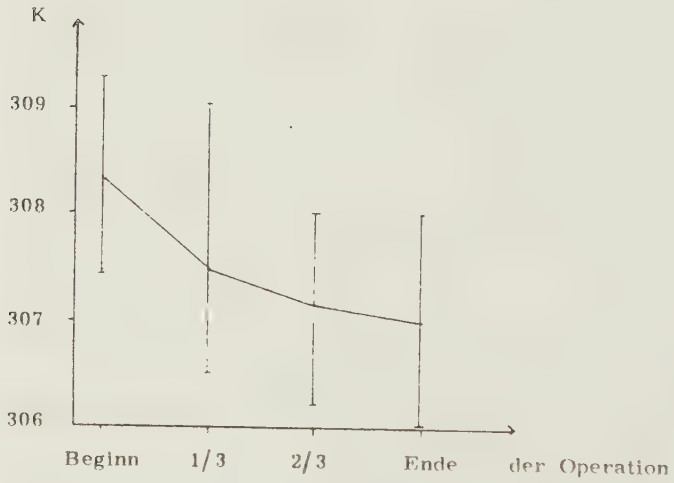
Bei derartigen Vorkommnissen wurden Extramessungen angefertigt und dokumentiert.

Die Temperatur wurde bei 20 Patienten oesophageal kontinuierlich gemessen. Die Temperatur bei Beginn der Operation lag durchschnittlich bei $35,2^{\circ}\text{C}$ ($34,1^{\circ}$ - $36,3^{\circ}$ Celsius) und fiel während der Operation durchschnittlich um $1,2^{\circ}\text{C}$ auf $34,0^{\circ}\text{C}$. (Abb. 7)

Nur bei Beginn sehr starkem Temperaturabfall (mehr als 1°K in der ersten Stunde) wurde, neben erwärmten Infusionslösungen und Blut, zusätzliche Wärme (z.B. durch Wärmedecken) zugeführt.

Zu beachten ist jedoch auch, daß es nicht zu einer peripheren starken Abkühlung der Haut im Gebiet der Reizelektroden kommt, da dies auch eine deutliche Latenzverzögerung hervorrufen kann.

Abbildung 7 : Durchschnittlicher Temperaturverlauf
während der Operation



II. PHYSIOLOGISCHE GRUNDLAGEN DER SENSORISCH EVOZIERTEN POTENTIALE

Die Reizung des Nervus tibialis erfolgt am medianen Knöchel. Die Rechteckstromimpulse erzeugen bei ausreichender Intensität einen inadäquaten Reiz am Nerven, sowohl der efferenten, motorischen Fasern, als auch der afferenten, sensiblen Bahnen. Der sensible Reiz entspricht einer Stimulation der Haut-, Muskel- und Gelenkrezeptoren, sowie der Schmerz- und Temperaturezeptoren in dem entsprechenden Nervus tibialis distal des Reizortes versorgtem Gebiet. Der sensible Impuls läuft über den Nervus ischiaticus und über die Radices dorsalia nervi spinales S3 - L4 ins Rückenmark.

Signale der epikritischen Sensibilität gelangen in die ipsilateral gelegenen Hinterstrangbahnen (lemniskales System), steigen dort ohne Umschaltung auf, kreuzen im Nucleus gracilis als Fibrae arcuatae ventrolateral und enden in der Medulla oblongata. Von dort läuft das zweite Neuron als Tractus bulbothalamicus zu den ventrolateralen Thalamuskernen. Das dritte Neuron führt schließlich als Tractus thalamocorticalis durch den hinteren Schenkel der Capsula interna in das primär sensible Rindengebiet, in den Gyrus postcentralis und den Lobus paracentralis. (Frick (61), Kahle et al (62) und Sobotta (64))

Die Vorderseitenstrangbahnen gabeln sich im Tractus dorso-lateralis auf. Der Tractus spinothalamicus anterior leitet die protopathische Sensibilität und kreuzt nach Umschaltung auf eine Strangzelle zur kontralateralen Seite des Rückenmarks.

Die Temperatur- und Schmerzempfindungen werden im Tractus spinothalamicus lateralis nach synaptischer Umschaltung weitergeleitet. Beide Bahnen gelangen zum Thalamus, der Tractus spinothalamicus anterior nach Kreuzung in der Commissura alba zur Gegenseite. Von den medialen Thalamuskernen ziehen beide Bahnen über die Pons ebenfalls in den somatosensorischen Cortex. Kollateralbahnen und Verschaltungen mit anderen Gebieten des Gehirns sind bei allen Bahnen und in jeder Ebene vorhanden, spielen jedoch für das Verständnis und die Entstehung der sensorisch evozierten Potentiale keine wesentliche Rolle. (Abb. 8 + 9)

Die Leitungszeit der Rückenmarksbahnen ist sehr unterschiedlich. Die Hinterstrangnervenfaser bestehen aus A α - Fasern, die eine Leitungsgeschwindigkeit von 70 - 120 m/s haben.

Die Leitungsgeschwindigkeit der dünner myelinisierten Nervenfaser A β bzw. A γ beträgt hingegen nur 30 - 70 m/s bzw. 12 - 30 m/s. Die Verweildauer des Impulses in der Synapse beträgt 0,3 - 1 ms. (Schmidt (63))

Die vom Cortex abgeleiteten Potentiale sind sogenannte "Generatorpotentiale", wobei die Spitzenlatenzen, d.h. die Zeit, die der Impuls vom Ursprung bis zum Ableitort braucht, der wichtigste Parameter ist. Die Amplitude und die Form der Reizantwort hängt von der Stärke des Reizes und von der Synchronizität und der Anzahl der beteiligten Neuronen ab.

Die exakte Interpretation einzelner Potentialschwankungen (Peaks) ist heute noch nicht möglich. Bekannt ist nur die grundsätzliche Entstehung der Potentiale durch Veränderungen

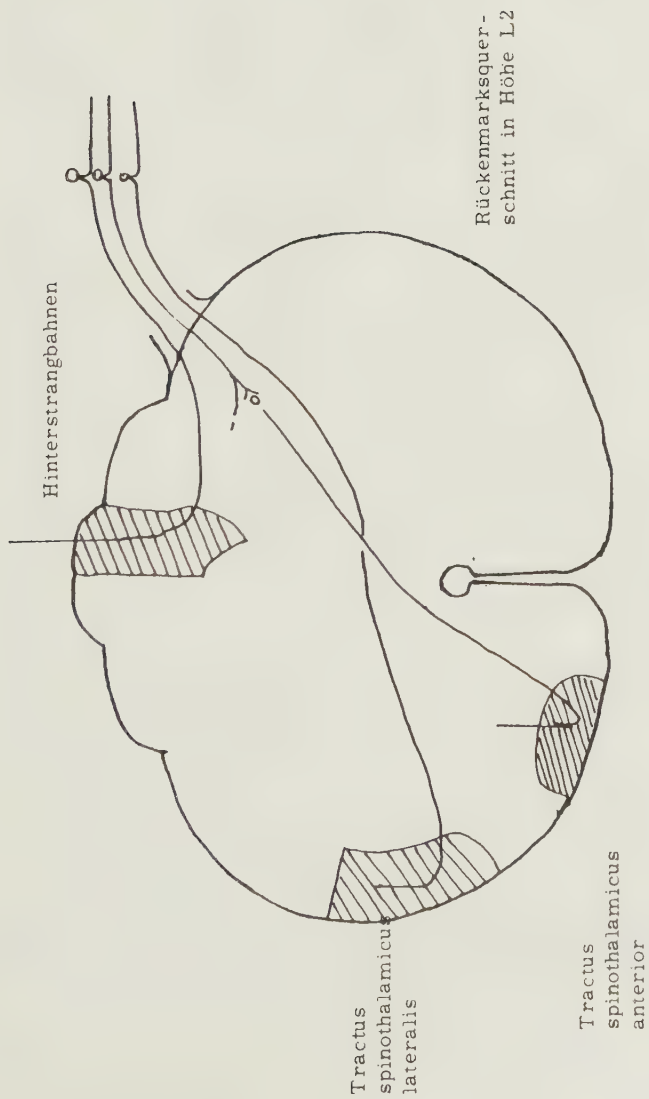
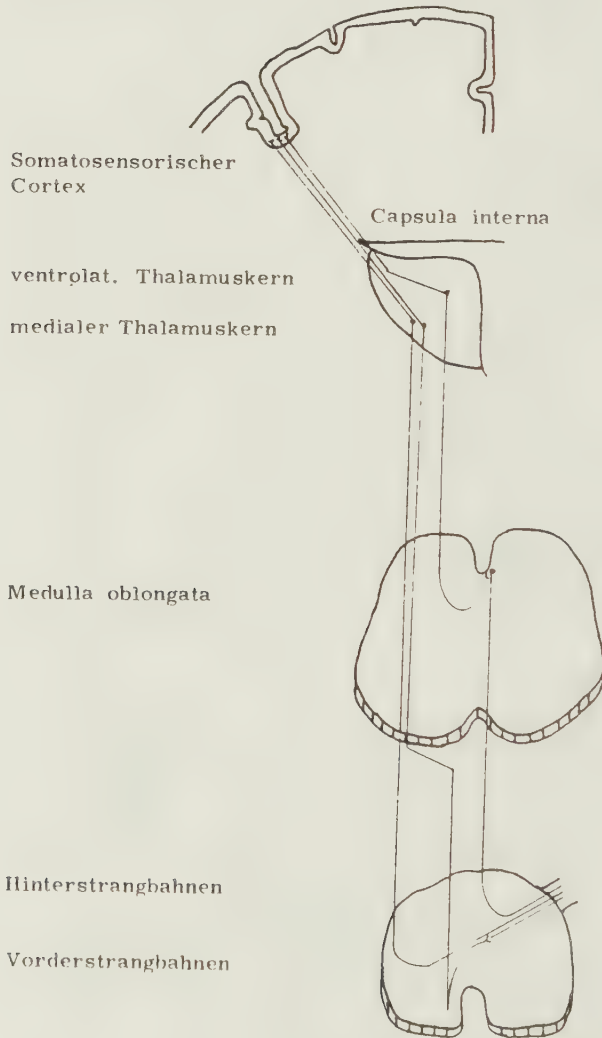


Abbildung 8 : Sensorische Nervenbahnen

Abbildung 9 : Verlaufsstrecke der Nervenbahnen



der Nervenzellmembranen, vorallem in den Synapsengegenden und den damit verbundenen Spannungsveränderungen.

Dem Peak P40 wird seine Entstehung in den tiefen Hirnschichten (Thalamuskernen) zugeschrieben. Der sensorische Cortex selber scheint für den Peak P60 verantwortlich zu sein.

(Ebner (15)) Bei dem Peak N50 ist eine Zuordnung kaum möglich, die späteren Potentiale (N70, P3) entstehen wahrscheinlich durch Verschaltungen in der Großhirnrinde und durch später eintreffende Impulse. Ihre große Varianz erschwert zusätzlich eine genaue Interpretation. Fraglich ist vorallem auch, in wie weit der Impuls der verschieden schnellen Leitungsbahnen des Rückenmarks (Hinterstrang-, Vorderstrangbahnen) voneinander abzugrenzen sind. Die Peaks P40 und P60 haben ihren Ursprung sicherlich zum größten Teil in den Impulsen der Hinterstrangbahnen. Die Vorderseitenstrangbahnen scheinen jedoch nur eine untergeordnete Rolle im Vergleich zu den Hinterstrangbahnen zu spielen und damit nur einen geringen Einfluß bei der Peakentstehung zu haben.

Durch die corticale Ableitung ist ein Vergrößerungseffekt der Potentiale möglich. Dies wird besonders im Vergleich zu Nackenableitungen deutlich (Ebner (15)). Ob hier unterschiedliche Mechanismen oder andere Ableitbedingungen vorliegen ist jedoch noch nicht geklärt.

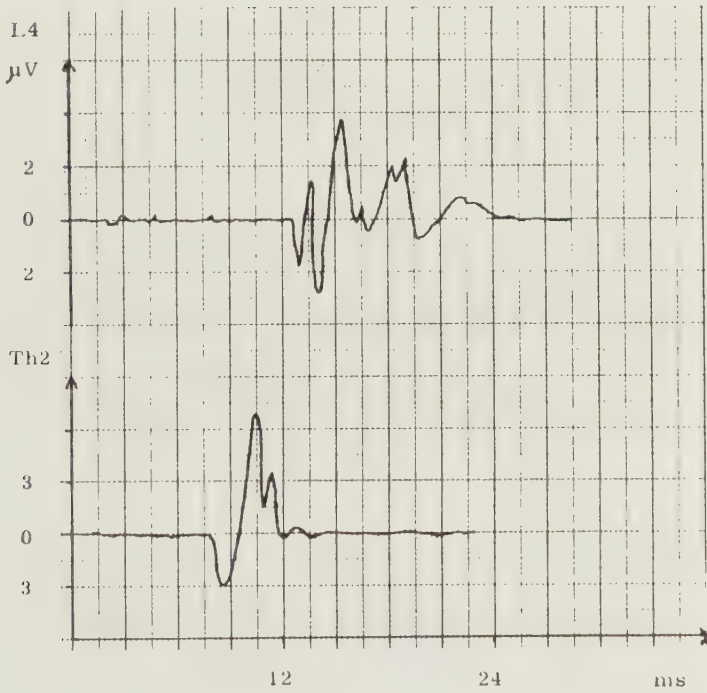
Bei einer epiduralen Ableitung ist eine Unterscheidungsmöglichkeit der verschiedenen Leitungsbahnen durchaus möglich, da hier die verschiedenen Peaks durch verschiedene Impulse

in den einzelnen Bahnen ausgelöst werden können und nicht durch Verschaltungs- und Verarbeitungsvorgänge in einem größeren Bereich. (Abb. 10) Hierbei ist die Lage der Ableit-elektroden jedoch entscheidend. (Levy und York (40), Lesser (39) Der Ausfall bestimmter Gehirnstrukturen kann mit dem Fehlen einzelner Peaks korrelieren (Ebner (14)).

Die unter Normalbedingungen - kein neurologisches Defizit, optimale Stimulation und Ableitung - erzielbare Kurve hat einen W-förmigen Verlauf. (Abb. 11) Die einzelnen Peaks werden je nach Polung mit P - positiv - oder N - negativ - bezeichnet. Zur weiteren Differenzierung wird die Latenz z.B. P40 oder die Reihenfolge z.B. P1 herangezogen. Bei der Bezeichnung der Peaks nach Latenzen hat sich in der Literatur folgende Abstufung durchgesetzt : P40, N50, P60, N70. Trotzdem bei diesen Messungen die durchschnittlichen Latenzen erheblich von den Bezeichnungen abwichen, wurde diese Bezeichnung beibehalten. Nur bei den späteren Peaks wurde, da hier noch keine festgelegte Nomenklatur existiert, die numerische Bezeichnung gewählt : P3, N3. Da es während dieser Arbeit bei verschiedenen Ableitungen zu Vertauschungen der Ableitkabel kam, muß die Polungsangabe bei den Abbildungen besonders beachtet werden.

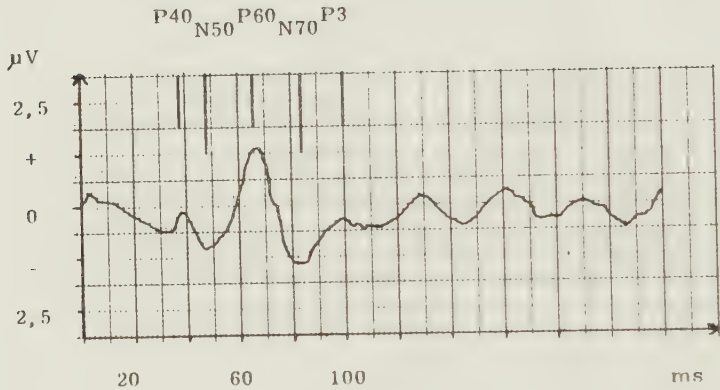
Die Latenz der einzelnen Peaks hängt bei einem gesunden Probanden von der Körpergröße ab, wobei es vorallem bei den späteren Komponenten (ab P60) größere, individuelle Unterschiede geben kann. (Abb. 12) Geschlechtliche Unterschiede sind bei Berücksichtigung der Körpergröße nicht bekannt. (Ebersperger (13)) Bei neurologischen Störungen z.B. Demyelinisierung ist mit einer wesentlichen Verlängerung der Latenz zu rechnen.

Abbildung 10 : Kurvenform bei epiduraler Ableitung



Gereizt wurde im Knie und abgeleitet in Höhe von L4 und Th2. Deutlich erkennbar sind die hohen, spitzen Peaks innerhalb einer kurzen Latenz (nach Jones et al. (31)).

Abbildung 11 : Normalkurve



Ein typischer W-förmiger Potentialverlauf. Die Latenzen der 43-jährigen Patientin betrugen 38, 48, 67, 84 und 100 Millisekunden. Der Kurvenverlauf blieb während der ganzen Operation konstant.

Die Amplitude sollte mindestens $0,5 \mu V$ betragen, da sonst eine klare Erkennbarkeit und damit Aussagefähigkeit nicht gewährleistet wird.

Zudem können noch Komponenten mit größerer Latenz hinzukommen, sowie Doppelpeaks und Peaks mit einer Plateauphase, die aber für diesen Versuchszweck keine pathologische Aussagekraft haben. (Abb. 13)

Die Möglichkeiten der Schädigung für das Rückenmark und damit der sensorisch evozierten Potentiale sind vielfältig. Wenn sich das Operationsfeld direkt in Rückenmarknähe befindet sind mechanische Schädigungen durch die Instrumente möglich. Bei Eingriffen ausschließlich am knöchernen Teil sind vorallem Zug- und Druckbelastungen des Rückenmarks gefährlich. Bei zu großen oder zu langen Belastungen kann es hier zu einer irreversiblen Schädigung kommen. Aber auch Störungen der arteriellen Versorgung des Rückenmarks durch Gefäßverletzungen, durch Kreislaufinsuffizienz oder durch Lageveränderungen der Gefäße bei Reposition und Distraction sind gefährlich. Ebenfalls vermieden werden sollte eine venöse Stauung der Rückenmarksgefäße. Während eine direkte mechanische Schädigung des Rückenmarks durch sensorisch evozierte Potentiale nicht verhindert, sondern nur diagnostiziert werden kann, ist bei langsam entstehenden Schäden (Blutversorgung) oder kurzfristig reversiblen Schäden (Zugbelastung) eine schnelle Diagnose unter Umständen möglich und damit die Vermeidung eines irreversiblen Schadens.

Abbildung 12 : Beziehung zwischen Latenz und Körpergröße

Die Abbildung zeigt die durchschnittliche Latenz für den Peak P40 bei Reizung des N. tibialis bezogen auf die Körpergröße (modifiziert nach Stöhr (55)).

Latenz in ms
für P40

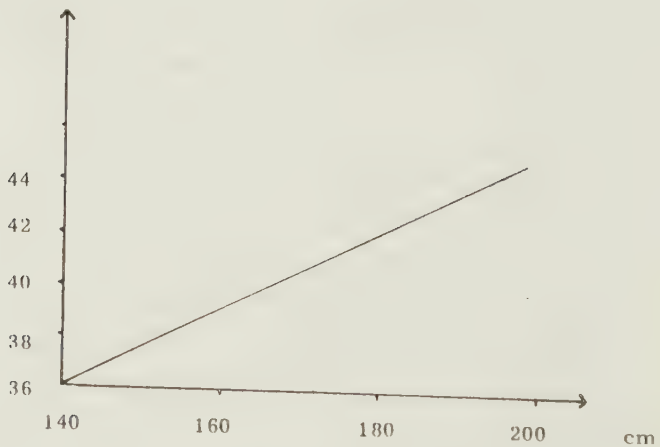
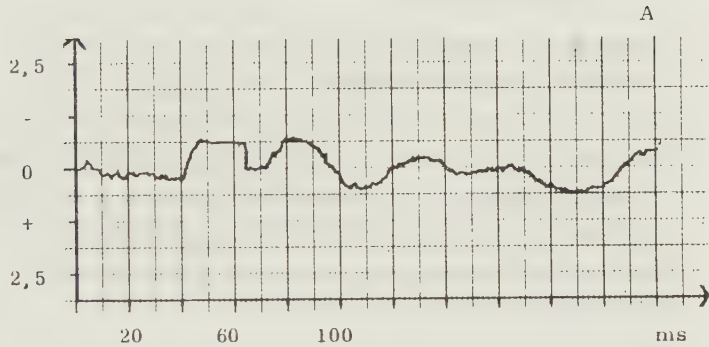
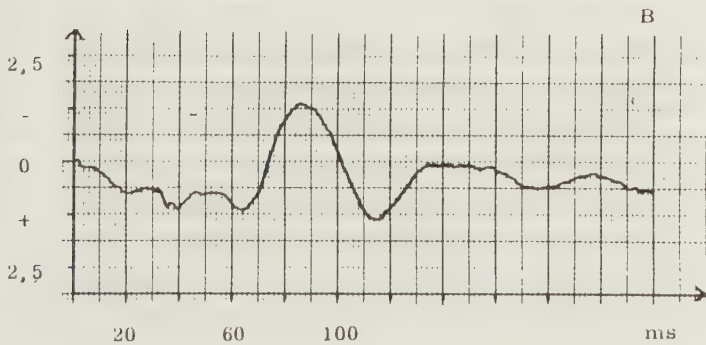


Abbildung 13 : Besondere Peakformen



μV



A : Statt der üblichen spitzen Peakform ist hier N50 als Plateau ausgebildet. Dadurch ist eine exakte Latenzbestimmung bzw. die Beurteilung der weiteren Peaks schwierig

B : P40 ist als kleiner, konstanter Doppelpeak ausgebildet.

IV. ERGEBNISSE

1. AUSSAGEFÄHIGKEIT

Insgesamt wurden bei 43 Operationen somatosensorisch evozierte Potentiale abgeleitet.

Bei einem Patienten wurde die Operation vorzeitig abgebrochen, in einem anderen Fall konnten 1,5 Stunden nach Operationsbeginn die Messungen auf Grund einer nicht geklärten technischen Störung nicht fortgesetzt werden. Diese beiden Fälle wurden für die folgende Auswertung nicht berücksichtigt.

Bei 35 Operationen war eine Beurteilung der sensorisch evozierten Potentiale eindeutig möglich.

31 Ableitungen entsprachen dem W-förmigen Verlauf der Normalkurve, jedoch mit einzelnen Besonderheiten in der Latenz oder der Zusammensetzung der Komponenten. Bei 4 Patienten wich die Form der Potentialkurve von der Normalform ab. Statt der W-förmigen Kurven konnten meist nur 2 oder 3 Peaks eindeutig festgelegt werden. Das Fehlen bestimmter Komponenten z.B. P60/N70 ließ sich nicht nachweisen. Ein Zusammenhang mit einem neurologischen Defizit des Patienten bestand nicht, auch sonst ließ sich kein Grund für das partielle Fehlen der Kurve feststellen. Da jedoch ein reproduzierbares Ergebnis, das sich kaum veränderte, vorlag, konnte eine ausreichende Beurteilung während der Operation durchgeführt werden.

Während 4 Operationen (9,75 %) war die Aussagefähigkeit der Potentiale stark eingeschränkt.

Fall 1 und 2 : Die Konstanz der Peaks war nicht ausreichend.

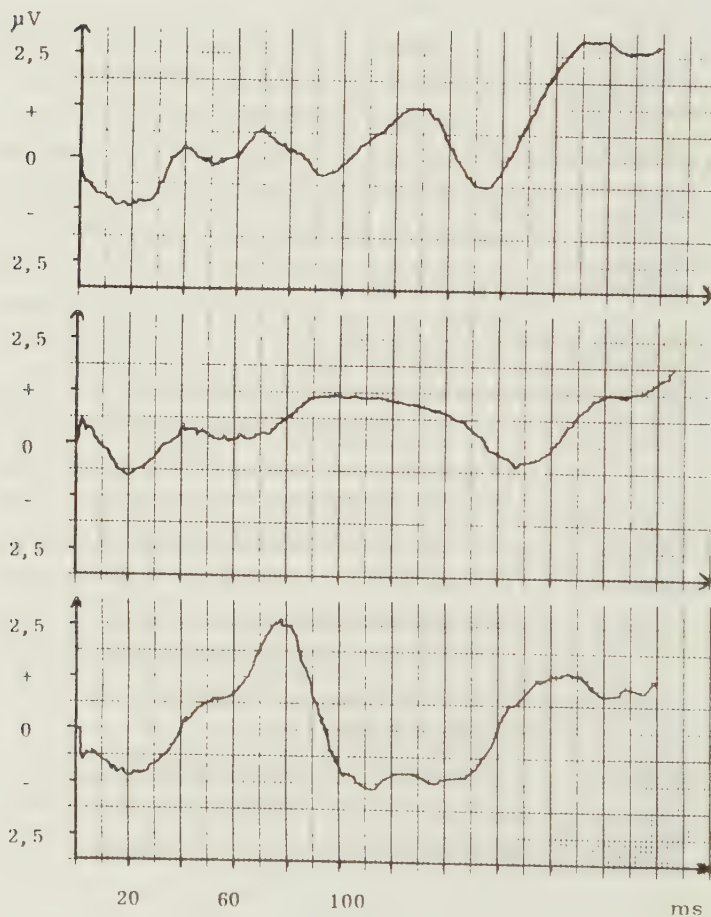
Die Zahl der erkennbaren Peaks schwankt zwischen den einzelnen Messungen. Teilweise war nur eine Komponente der Potentiale exakt feststellbar. Außerdem kam es zu größeren Latenzschwankungen z.B. bei N50 zwischen 46 und 58 ms. Ein direkter Zusammenhang zwischen diesen atypischen Schwankungen und dem Operationsverlauf bzw. dem Narkoseablauf konnte ausgeschlossen werden. (Abb. 14a + b)

Fall 3 : Die anfänglich deutlich vorhandenen Potentiale verschwanden nach ca. 1,5 Stunden Operationsdauer fast vollständig und traten gegen Ende der Operation wieder unverändert auf. Wahrscheinlich kam es hier zu einer Beeinflussung der Kopfableitung durch das eingesetzte Instrumentarium, das sich bei dieser Halswirbelsäulenoperation in nächster Nähe zu den Ableitelektroden befand.

Fall 4 : Bei diesem Patienten verschwand nach ca. 2 Stunden Operationsdauer der P40 Peak. Statt dessen erschien ein relativ instabiler P60 Peak mit ca. 50 ms Latenz.

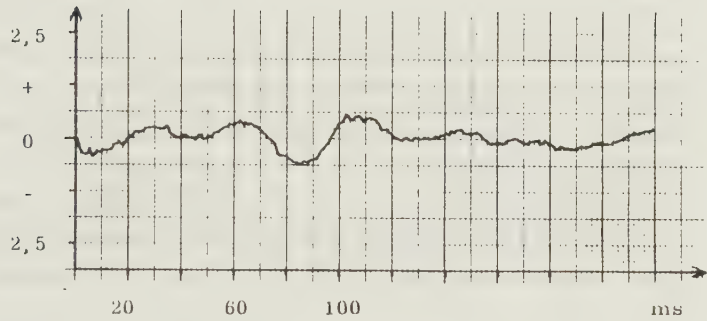
Die Beurteilung wurde zudem erschwert durch Artefaktpeaks, die den P40 Peaks entsprachen, jedoch durch einen 50 Hz Wechselstrom ungeklärter Ursache verursacht wurden. Eine eingeschränkte Beurteilung war jedoch auf Grund der

Abbildung 14a : Peakformen mit nur eingeschränkter Aussagekraft

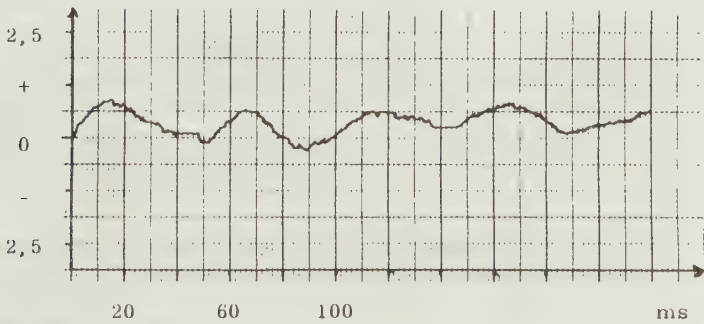


Fall 1 : Die Zahl der Peaks schwankt, einzelne Peaks sind teilweise nicht mehr zu definieren. Ein Zusammenhang mit dem Operationsverlauf bestand nicht.

Abbildung 14b : Peakformen mit nur eingeschränkter Aussagekraft



μV



Fall 2 : Peakform teilweise erst ab N50 stabil, P40 sehr variabel, Amplitudenunterschiede oft sehr gering.

späteren Peak - Komponenten (P60 - N3) noch bedingt möglich.

Im Fall 1, 2 und 3 konnten bei den Patienten prä- und postoperativ geringe neurologische Defizite (sensorische Störungen) festgestellt werden. Im Fall 4 gab es keine neurologischen Ausfälle.

Von den 41 ausgewerteten Fällen konnte zweimal (4,9 %) keine Aussage erzielt werden. Hierbei war es nicht möglich reproduzierbare Peaks mit entsprechender Amplitude zu erhalten. In einem Fall handelte es sich um einen Patienten mit einem partiellen Querschnittssyndrom, so daß hier auch kein Ergebnis erwartet werden konnte. In dem anderen Fall handelte es sich um einen Patienten mit einem Tumor in der Halswirbelsäule, jedoch ohne neurologische Ausfallerscheinungen, so daß hier eine Ableitungsstörung möglich gewesen wäre.

2. LATENZVERHALTEN DER POTENTIALE

Auffällig war bei den normal zu beurteilenden Kurvenverläufen, daß sie zwar weitgehendst dem Aufbau der Normalkurve entsprachen, es jedoch gerade in dem Latenzverhalten große Unterschiede gab.

Der Peak P40 lag bei 28 Messungen in dem physiologischen Bereich zwischen 37 ms - 42 ms, bei 3 Patienten wurde die Latenz mit Werten zwischen 46 und 50 ms deutlich überschritten, wobei diese Verzögerung sicherlich auf eine verminderte Leitungsgeschwindigkeit vorallem im Beinnervenbereich auf Grund eines neurologischen Defizit zurückzuführen ist. Bei den restlichen 4 Messungen war der P40 entweder nicht konstant vorhanden oder eine plateauähnliche Form erlaubte ein exaktes Ausmessen der Latenz nicht.

Bei dem zweiten Peak N50 zeigte sich eine wesentlich größere Streubreite der Latenzzeiten zwischen 48 ms und 65 ms. Ein direkter Zusammenhang mit Alter, Körpergröße, neurologischen Defiziten oder ähnlichen Faktoren ließ sich nicht beweisen. So hatte eine 14 jährige, neurologisch gesunde Skoliosepatientin eine ähnliche Latenzzeit wie ein größerer, älterer Patient mit einem leichten neurologischen Defizit.

Auch bei den weiteren Peaks P60 mit einem Latenzbereich von 61 ms bis 81 ms, bei N70 (80 - 100 ms) und bei P3 (Latenzen über 100 ms) zeigten sich große Varianten. Erschien der N50 relativ spät, so war auch bei den folgenden Peaks mit einer überdurchschnittlich langen Latenz zu rechnen. Der durchschnittliche Abstand zwischen N50 und P60 betrug 16,5 ms, mit einer Schwankungsbreite zwischen 13 und 20 ms.

Bei den späten Peaks N3 und P3 ließ sich keine Abhängigkeit mehr erkennen, zumal die exakte Latenzfestlegung auf Grund der Inkonstanz (N3) und der meist plateaumäßigen Peakform nur schwer festzulegen war.

Eine Begründung für diese Schwankungen ist zum Teil sicherlich in unterschiedlichen Nervenleitgeschwindigkeiten und geringfügig veränderten Ableit- und Reizbedingungen zu suchen. Bemerkenswert bleibt jedoch die im Vergleich zu anderen Arbeiten von Vera et al (58), Worth et al (59), Nash et al (48) und Jones et al (31) teilweise lange Latenz und die große Schwankungsbreite unter ähnlichen Bedingungen.

Bei 5 Patienten konnten zusätzliche Peaks festgestellt werden. Mit einer Latenz von 32 ms - 35 ms erschienen bei 3 Patienten zusätzliche kleine Frühpeaks, deren Ursache und Entstehung jedoch ungeklärt bleibt. Besonderheiten im neurologischen Status oder in der Anästhesie konnten nicht festgestellt werden. Abb. 15 Bei zwei anderen Patienten waren deutlich ausgeprägte Peaks P4 mit einer Latenz von 120 ms festzustellen.

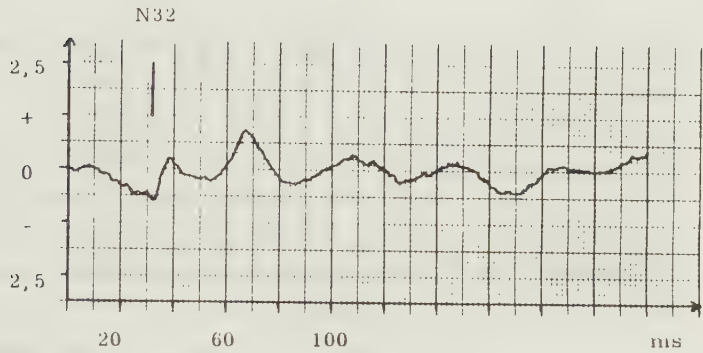
Bei 16 Patienten kam es während der Operation zu einer kontinuierlichen, meßbaren Latenzzunahme zwischen 1 ms und 5 ms bei P40. Bei den anderen Meßreihen blieb die Latenz konstant oder schwankte unregelmäßig, ohne daß eine kontinuierliche Zunahme festzustellen war. Zu beachten war hierbei jedoch, daß man oft nur von einem Mittelwert ausgehen konnte, da die Latenzen unabhängig von Narkose und Operationsverlauf bis zu 2 ms schwankten.

Als Ursache für die Latenzzunahme werden anästhiologische Gründe (Russ et al (51)), sowie die Temperaturabnahme während der Operation genannt (Gollehan et al (19)).

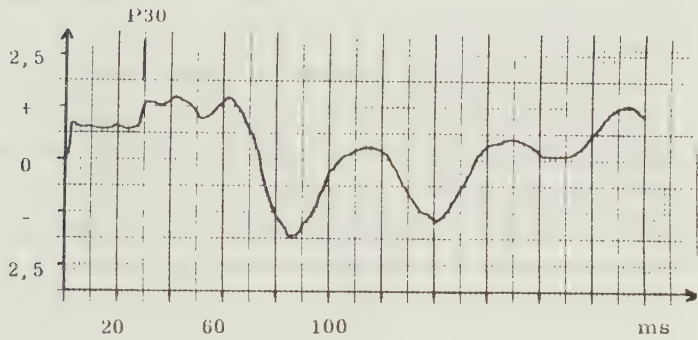
Bei den späteren Peaks waren die Latenzzunahmen bzw. die Schwankungen während des Operationsverlauf bedeutend größer. Neurologische Veränderungen konnten mit der Latenzzunahme nicht korreliert werden.

In einem Fall kam es vor, daß der zu Beginn deutlich ausgeprägte P40 immer undeutlicher wurde, während der Peak P60 mit dem Verlauf der Operation immer konstanter und mit größer werdender Amplitude auftrat. Ein direkter Zusammenhang mit Narkose und Operationsablauf lag nicht vor.

Abbildung 15 : Kurven mit zusätzlichen konstanten Peaks



μV



Eine Verwechslung mit P40 kann auf Grund der Körpergröße (165 cm) in beiden Fällen ausgeschlossen werden.

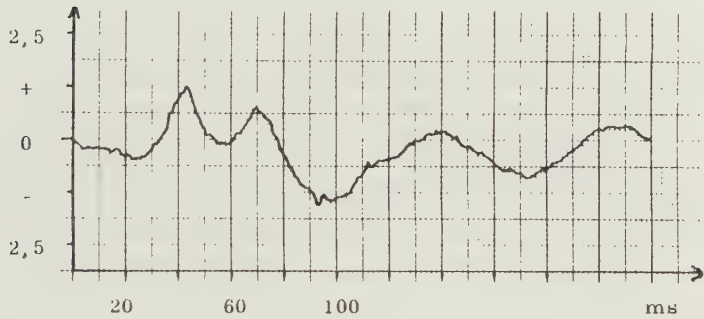
Peaks mit sehr kurzer Latenz z.B. N16, die in drei Meßreihen auftraten, hatten keinen physiologischen Ursprung, sondern waren durch einen technisch bedingten Artefakt hervorgerufen.

Bei nahezu allen Ableitungen kam es vor, daß einzelne Peaks bei einer Messung kaum ausgeprägt waren oder völlig fehlten. (Abb. 16)

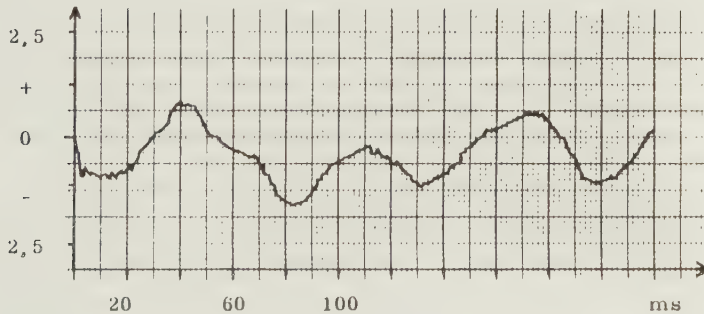
Die sofort durchgeführten Kontrolldurchläufe waren jedoch wieder einwandfrei. Ähnlich verhielt es sich mit Latenzverschiebungen innerhalb kürzester Zeit. Operationsbedingte Ursachen konnten immer ausgeschlossen werden. Bei keiner vergleichbaren Untersuchungsserie (von Nash et al (48), Jones et al (31), Engler et al (16)) wurden derartige Unregelmäßigkeiten beschrieben. In wie weit dafür die Ableittechnik verantwortlich ist oder ob solche Peakdeformationen physiologische Ursachen haben, bleibt weiter abzuklären.

Zu durch den operativen Eingriff bedingten, deutlichen Veränderungen der Kurven kam es in drei Fällen. In zwei Fällen kam es bei der Distraction der Wirbelsäule (Spondylodese, Operation nach Harrington) zu einer deutlichen Verlängerung der Latenzen, die jedoch nach ca. 25 Minuten wieder annähernd auf den Wert vor der Distraction zurückgingen. (Abb. 17) Ein Abbruch der Operation kam wegen der noch voll erhaltenen Amplitude nicht in Betracht.

Abbildung 16 : Beispiel für das kurzfristige Verschwinden eines Peaks



μV

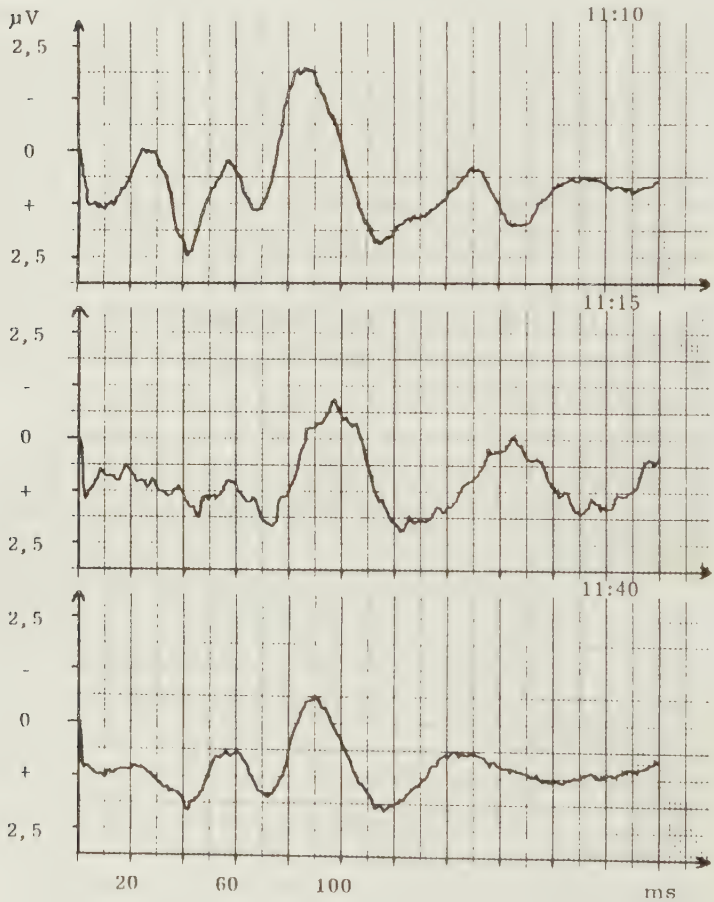


Kurve 1 : Kurvenverlauf vor- und nachher

Kurve 2 : kurzfristiges Verschwinden des Peaks P60

Ein Zusammenhang mit der Narkose oder dem Operationsverlauf besteht wahrscheinlich nicht.

Abbildung 17 : Veränderung der Latenz hervorgerufen
durch die Distraction



Die Latenzzunahme erfolgte von einer Meßung auf die Nächste.
Sie ging innerhalb von 25 Minuten wieder auf den Ausgangs-
wert zurück.

In einem Fall kam es nach der Distraction für ca. 10 Minuten zum fast völligen Verschwinden des Peaks N70. Durch das rasche Wiedererscheinen und das konstante Erscheinen des anderen Peaks, konnte jedoch auch hier ein Abbruch der Operation vermieden werden. (Abb. 18)

Durch eine große venöse Blutung im Wirbelsäulenbereich kam es ebenfalls zu einer deutlichen Latenzzunahme. Dabei kam es zu einem Blutverlust von ca. 1 Liter innerhalb von 15 Minuten. Mit einer Verzögerung von ca. 8 Minuten begann die Latenzzunahme und endete ca. 10 Minuten nach Blutungs-ende, danach nahm die Latenz wieder rasch bis fast auf den Ausgangswert ab.

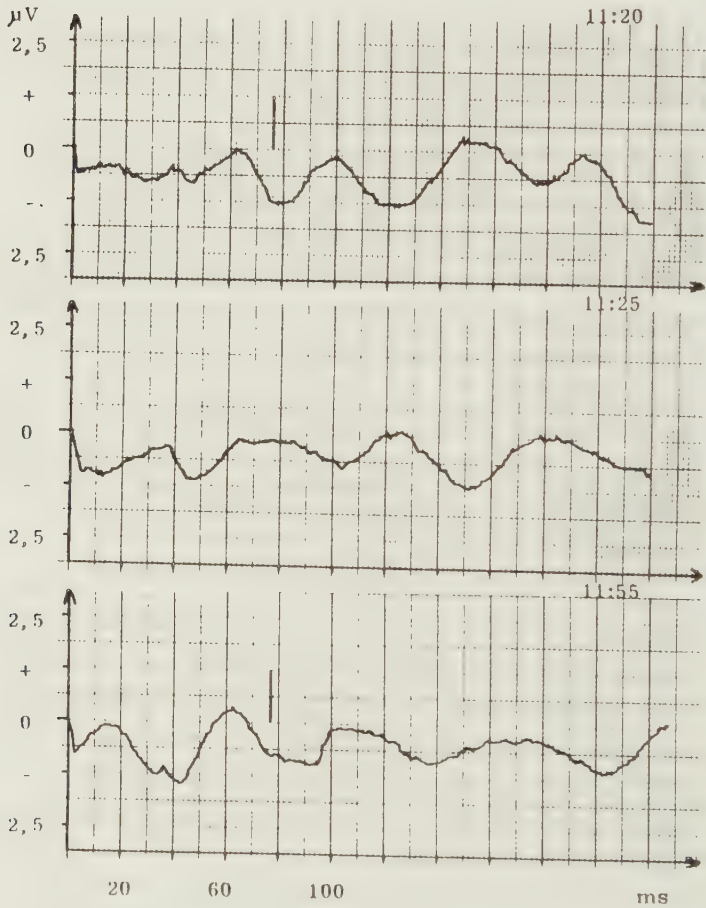
Zu einer deutlichen Verbesserung der Meßkurven bei Patienten mit neurologischen Ausfällen kam es während der Operation nicht.

3. AMPLITUDENVERHALTEN DER POTENTIALE

Auch bei der Beurteilung der Amplituden konnte kein einheitliches Verhalten festgestellt werden. So waren einerseits während einer Meßreihe starke Schwankungen zwischen den einzelnen Messungen ohne erkennbare Ursache durch Operation oder Narkose erkennbar, andererseits waren kontinuierliche Amplitudensteigerungen, als auch Amplitudenabfälle während der Operation möglich.

Bei den meisten Messungen blieben die Amplitudenwerte konstant, wobei einzelne Schwankungen bis zu 50 % in Übereinstimmung mit Lesser (39) und Kurokawa et al (38),

Abbildung 18: Verschwinden einzelner Peaks nach der
Distraktion



Der Peak N70 ist bei der Messung nach der Distraktion (mittlere Messung) nicht mehr zu erkennen, während er vor und einige Zeit später gut zu identifizieren war.

vor allem bei nur einem Peak, toleriert wurden, solange keine kritische Operationssituation eintrat.

Bei 20 % der Patienten kam es während der Operation zu einem kontinuierlichen Abfall der Amplitudengröße, jedoch nicht unterhalb von 50 % des Ausgangswertes. Diese Reduktion ist wahrscheinlich auf eine tiefere Narkoseführung bzw. auf einen Temperaturabfall zurückzuführen.

Bei 2 Patienten kam es während der Operation zu einem kontinuierlichen Anstieg der Amplitudenwerte. Ein direkter Zusammenhang mit dem Operationsablauf z.B. starker Reizeinfluß oder Narkosebedingungen konnten hier nicht festgestellt werden.

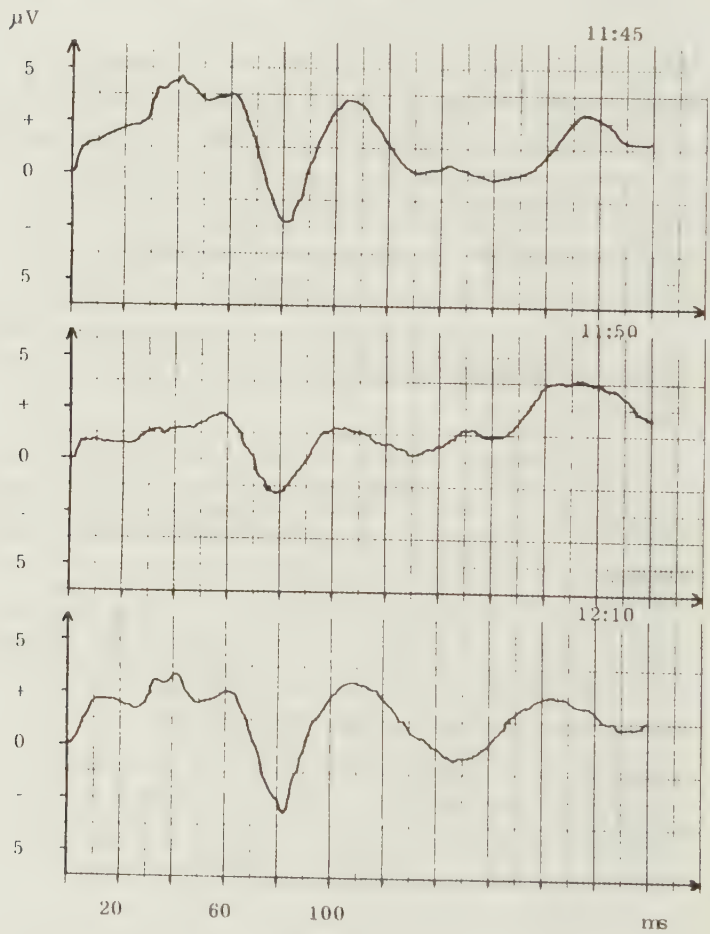
Bei 3 Patienten kam es bei der Distraction der Wirbelsäule zu einem deutlichen, reproduzierbaren Absinken der Amplitude um ca. 30 - 45 %. (Abb. 19) Da die Form der somatosensorisch evozierten Potentiale noch vollständig erhalten war, keine Latenzzunahme zu verzeichnen war und die Amplitude nicht über 50 % zurückgegangen war, wurde nicht in das Operationsvorgehen eingegriffen. Die Veränderungen wurden jedoch innerhalb kurzer Zeiträume wieder ausgeglichen.

Außerdem kam es durch weitere operationsbedingte Veränderungen zu deutlichen Amplitudenveränderungen.

- Bei einem Patienten kam es nach der Distraction der Wirbelsäule bei einer Spondylolyse L3/L5 zu einer deutlichen Erhöhung der Amplitude bei allen Peaks. Vor der Operation bestand bei dem Patienten sensible Störungen an den Beinen, die erst kurzfristig aufgetreten waren.

Eine Entlastung der betroffenen Nervenwurzeln könnte sicher-

Abbildung 19 : Beispiel für den Rückgang der Amplitude



Nach der Distraction der Wirbelsäule bei einer Skoliose-operation war die Amplitude kurzfristig vermindert. Auffällig ist die allgemein sehr hohe Amplitude.

lich für die Amplitudenerhöhung verantwortlich sein, vor allem da sich postoperativ eine Verbesserung der sensiblen Ausfälle andeutete.

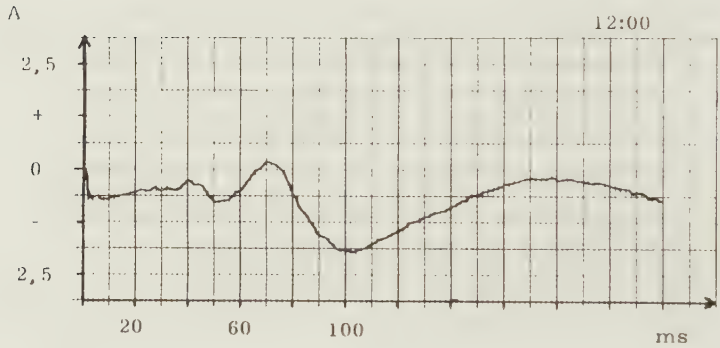
- Bei einem anästhesiologischen Zwischenfall, bei dem der Patient in eine Acidose durch Hypoventilation geriet (pH 7,26), wurde die Amplitude der Peaks wesentlich reduziert. Die Reduktion der Amplitude erfolgte bereits bevor die Acidose durch Blutuntersuchungen festgestellt wurde. Nach Normalisierung der Stoffwechselsituation wurden auch die Amplituden wieder größer. (Abb. 20)

Bei der Beurteilung der Amplituden während der Operation sollte, um den Narkosefluß möglichst gering zu halten, der Referenzwert der Amplitudengröße erst bei Erreichen der vollen Narkosetiefe festgelegt werden. Gerade zu Beginn der Messungen kann es vereinzelt zu Amplitudenreduktionen, auf Grund der steigenden Narkosetiefe, kommen, die jedoch zur Beurteilung des Operationsverlaufs keinen Einfluß haben. Der Wert der gemessenen Spannungen schwankte erheblich zwischen den einzelnen Probanden.

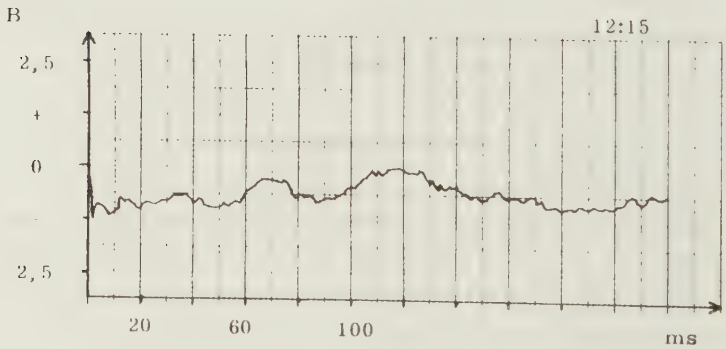
Im Normalfall hatte die Amplitude P60/N70 den größten Wert. Der durchschnittliche maximale Amplitudenwert betrug ungefähr $3,5 \mu V$, wobei jedoch eine sehr große Spannweite zwischen $1,5 \mu V$ und $10 \mu V$ vorhanden war.

Andere Autoren geben Amplitudenmaximalwerte bis zu $5,44 \pm 2,83 \mu V$ an (Worth (59)). Auch hier ist eine beträchtliche Schwankungsbreite festzustellen, jedoch dürften eher

Abbildung 20 : Potentialveränderungen hervorgerufen durch eine Acidose (Hypoventilation) des Patienten



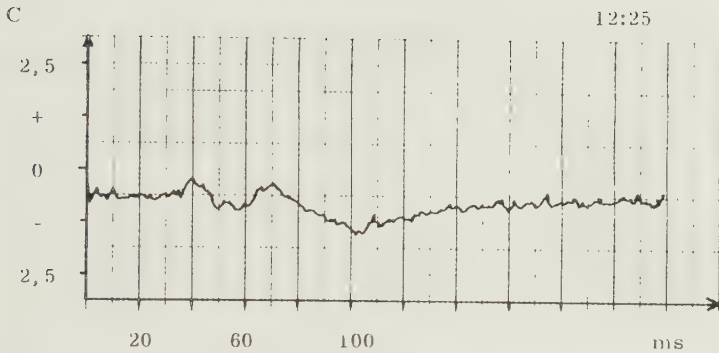
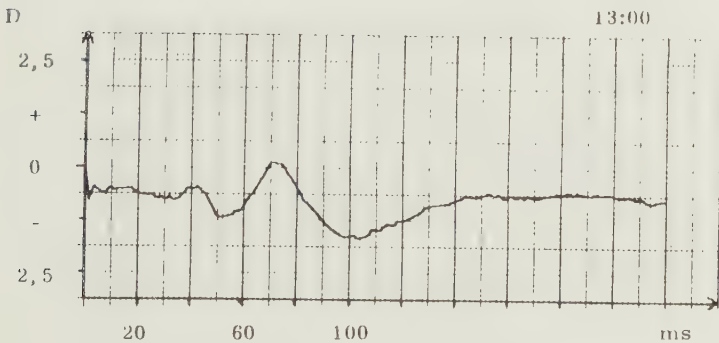
μV



A : Normaler Kurvenverlauf

B : Die Potentialkurve wird unruhig, die Amplitude geringer und einzelne Peaks verschwinden. Ein Zusammenhang mit dem Operationsverlauf an der Wirbelsäule ist sehr unwahrscheinlich.

Abbildung 20 :

 μV 

C : Der Potentialverlauf ist weiter gestört, eine Blutgas-analyse zu diesem Zeitpunkt ergibt einen pCO_2 von 55 mm Hg und einen pH von 7,28.

D : Nach Einleitung von kompensatorischen Maßnahmen entspricht diese Messung wieder den Ausgangswerten.

andere Ableitbedingungen (z.B. andere Ableitnadeln) für die durchschnittlich höhere Amplitude verantwortlich sein, als das Patientenkollektiv selber oder Narkoseeinflüsse.

Die Amplitude P40/N50 fiel durchschnittlich sehr klein aus und betrug zwischen 0,5 μV und 2,5 μV .

Ein wesentlicher Einfluß des Blutdruckes auf die Amplituden-größe, wie ihn z.B. Lesser (39) oder Daube (10) für wesentlich halten, konnte bei diesen Untersuchungen nicht festgestellt werden. Bei den 3 Patienten, bei denen es zu starken Schwankungen des Blutdruckes (systolisch 100 - 170 mm Hg) gekommen war, konnte keine parallele Veränderung der Amplitude erkannt werden. Auch bei Patienten mit hypotonen < 100 mm Hg systolisch oder hypertonen > 160 mm Hg systolisch Blutdruck konnten keine Besonderheiten im Blutdruck festgestellt werden.

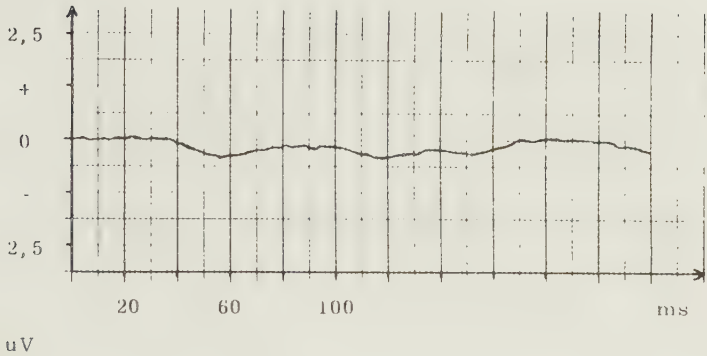
4. LEERWERTMESSUNGEN UND STÖREINFLÜSSE

Bei jeder Meßreihe wurden sogenannte Leerwertmessungen vorgenommen, d.h. es wurden 200 Ableitungen gemittelt, bei denen keine Reizung des Nervus tibialis posterior stattgefunden hat. Diese Kurve sollte eine Gerade sein, d.h. keine Amplitude von mehr als 0,3 μV aufweisen. (Abb. 21a)

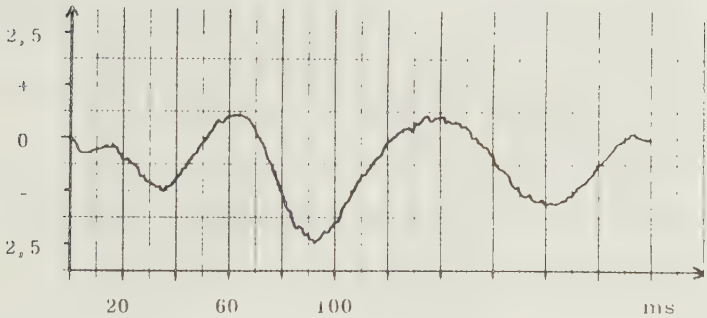
39 Leerwertmessungen blieben innerhalb dieser Grenze, bei 2 Messungen wurden jedoch kurvenähnliche Ableitungen erzielt.

Abbildung 21 a : Leerwertmessungen

A



B



Kurve A : Normalbefund

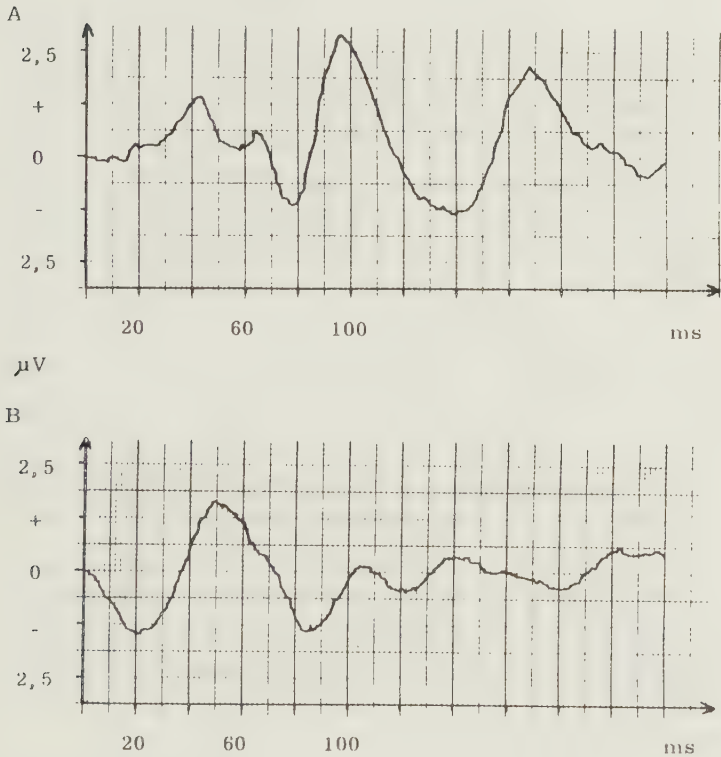
Kurve B : Potentialähnlicher Verlauf, die Peaks waren jedoch nicht reproduzierbar. Ein Broom - Effekt als technische Ursache wäre möglich.

In einem Fall hatte die Kurve einen nahezu W-förmigen Verlauf und eine Amplitude von bis zu $3 \mu V$. Diese Kurve konnte während der ganzen Operationszeit abgeleitet werden, die Amplitude blieb nahezu konstant, nur bei den Latenzen der Peakspitzen gab es sehr große Unterschiede, so daß nicht von einer einheitlichen Kurve gesprochen werden konnte. Unter solchen Bedingungen ist eine Beeinflussung der Latenzen und Amplituden der somatosensorisch evozierten Potentiale sehr wahrscheinlich, so kam es zu größeren Schwankungen und bei zahlreichen Messungen zu ungewöhnlichen Latenzverschiebungen. (Abb. 21b) Der Unterschied zwischen den Peaks der somatosensorisch evozierten Potentiale und diesen EEG-verfälschten Peaks war die Reproduzierbarkeit, da nur die ersten zu mindest teilweise reproduzierbar waren.

In einem weiteren Fall kam es ebenfalls zu ungewöhnlichen Leerwertmessungen mit potentialähnlichen Verlauf, jedoch geringerer Amplitude. Hierbei war die Beeinflussung der somatosensorisch evozierten Potentiale wesentlich geringer und konnte bis auf drei Messungen vernachlässigt werden.

Technische Störungen gab es durch Fremdstromeinwirkungen. Mehrfach kam es zu einer Überlagerung des Signals durch einen ca. $2 \mu V$ großen 50 Hz Fremdstrom, der seine Ursache im Gerät des Elektrokoagulators hatte und auch auftrat, wenn keine Koagulation stattfand. Eine genaue Ursache dieses teilweise plötzlich auftretenden und auch wieder verschwindenden Signals konnte auch von den Technikern nicht gefunden werden. Hier konnte die Messung nur nach Ausschalten des

Abbildung 21 b : Potentialverlauf bei untypischen EEG-
Nulllinien (siehe Abb. 21 a)



A : Reproduzierbare Normalkurve

B : Wahrscheinlich durch untypische EEG-Nulllinie veränderte
Kurve bei der gleichen Patientin

Gerätes erfolgen. Einen wesentlichen Einfluß hatte auch die richtige Dosierung der Reizparameter.

Die in der Literatur angegebene Reizdauer von 0,2 ms und kürzer als spannungskonstanter Rechtecksimpuls (Jones et al (31)) kann nach den Erfahrungen dieser Arbeit nicht immer unterstützt werden. Bei diesen Messungen wurde eine Impulsdauer von 0,5 ms verwendet, da bei kürzeren Reizeinheiten ein teilweise deutlicher Informationsverlust und eine Kurvenverzerrung zu erkennen war. Die kurzen Reizimpulse waren bei der hier angewendeten Technik anscheinend nicht in der Lage in dem Nerv eine vollständige Erregung, die für die normale Peakentstehung notwendig ist, zu erzielen. Ein Zusammenhang zwischen neurologischen Defiziten und vermehrter Reizdauer konnte nicht nachgewiesen werden. (Abb. 22) Auch eine genügend hohe Reizspannung ist nötig, da bei zu geringen Spannungen (100 V) wesentliche Latenzverlängerungen und Peakveränderungen auftreten. Siehe Abb. 2

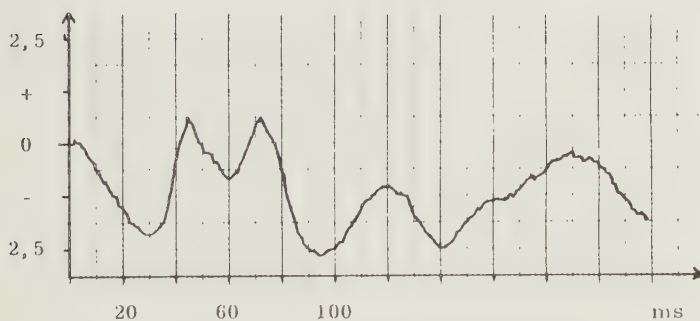
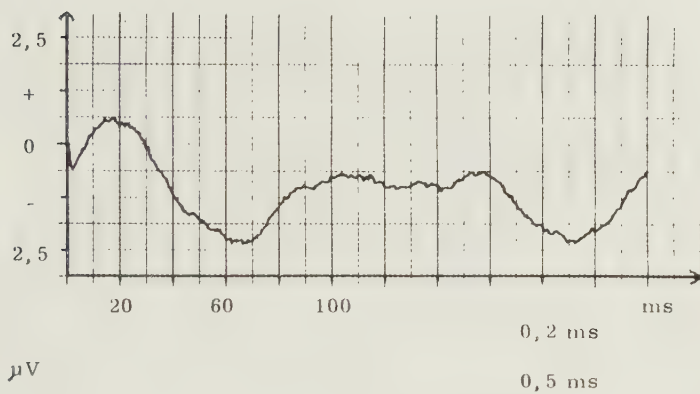
Latenzverzögerungen sind das erste Zeichen einer zu geringen Reizspannung, die vorallem bei nicht korrekt sitzenden Reizelektroden durchaus über 200 V betragen kann. Ein Schaden für den Patienten kann dadurch nicht entstehen.

5. BESONDERHEITEN

Einen wesentlichen Einfluß auf das Ergebnis hat der neurologische Status des Patienten.

So konnte bei einem Patienten mit einer schon längerfristig bestehenden einseitigen Wurzelkompression bei Reizung auf der geschädigten Seite kein vollwertiges Potential abgeleitet

Abbildung 22 : Vergleich zwischen 0,2 ms und 0,5 ms
Reizdauer

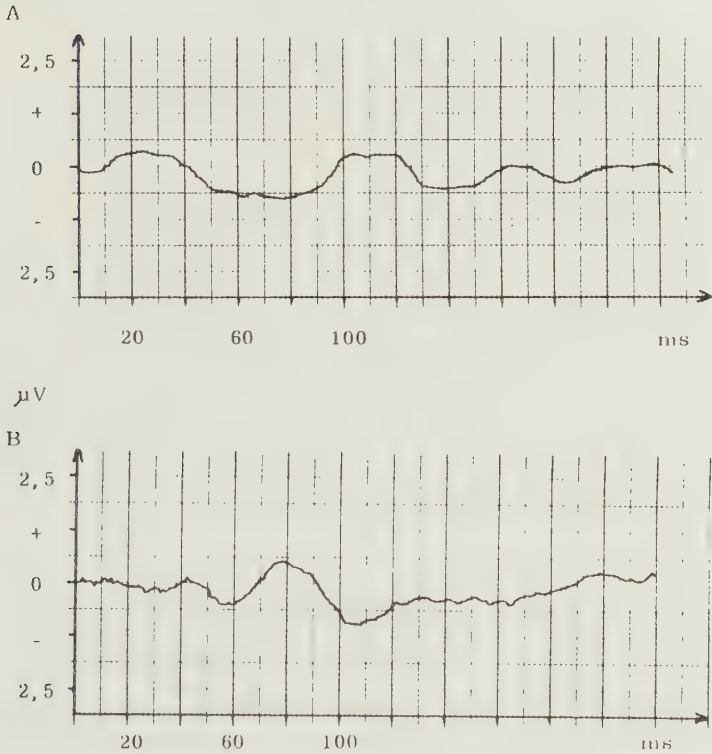


Bei der kurzen Reizdauer ist keine reproduzierbare Potentialkurve zu erzielen.

werden, während es auf der anderen Seite einwandfrei war. (Abb. 23) Bei zwei weiteren Patienten mit länger bestehenden neurologischen Ausfallzeichen unterschiedlichen Schweregrads war eine eindeutige Beurteilung des Patienten nicht möglich. (Siehe Seite 41 Fall 1 und Fall 2). Bei Patienten hingegen mit leichten neurologischen Ausfallserscheinungen, die erst kurzfristig bestanden, war ein wesentlicher Einfluß auf die Potentiale nicht festzustellen. Patienten mit schwersten, neurologischen Symptomen hatten kein somatosensorisch evoziertes Potential, da dies sonst die gesamte Methode in Frage stellen würde. Dies hat sich bei einem Patienten mit partieller Querschnittssymptomatik bestätigt, da hier die gemessene Potentialkurve einer Leerwertkurve entsprach. Ein direkter Vergleich über die somatosensorisch evozierten Potentiale konnte bei Patienten, die zweimal operiert wurden, geschehen. Die Operationsabläufe zeigten keine wesentliche Differenz hinsichtlich Narkose, Blutdruck oder anderen Einflüssen, außerdem hat sich die neurologische Situation während dieses Zeitraums nicht verändert.

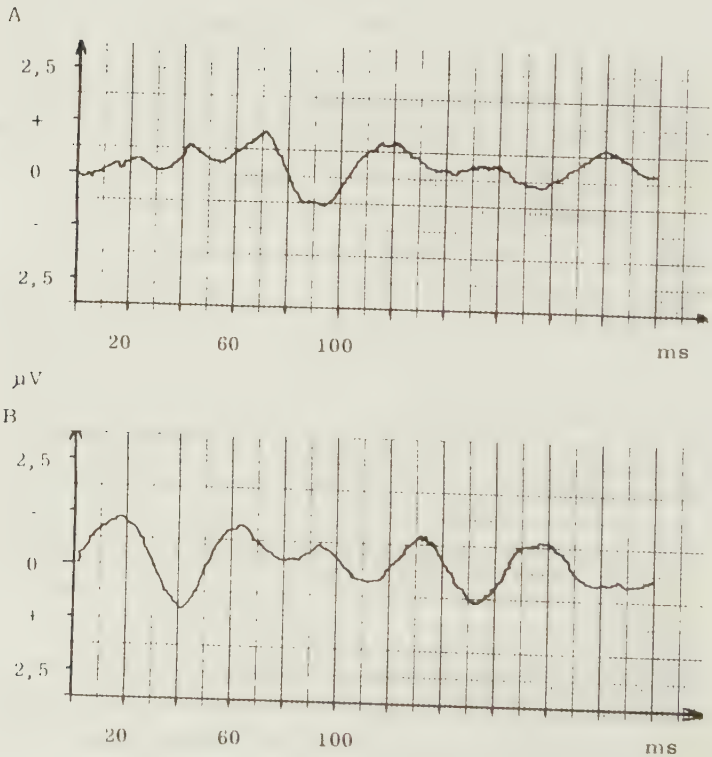
- in dem ersten Vergleichsfall waren die Unterschiede zwischen den sensorisch evozierten Potentialen der beiden Operationen äußerst gering, die Latenz war nahezu identisch und die Amplitudendifferenzen waren gering (ungefähr 20 %).
- bei einer weiteren Patientin waren die Potentiale hingegen sehr unterschiedlich, es war keine eindeutige Zusammengehörigkeit festzustellen. Latenzen, Amplituden, sowie die Peakform ließ eine Verbindung nicht erkennen. (Abb. 24a)

Abbildung 23 : Einfluß eines neurologischen Defizits



Das linke Potential A war bei diesem Patienten auf Grund eines Wurzelkompressionssyndroms nicht ableitbar. Im Gegensatz dazu war auf der rechten Seite ein konstantes Potential B ableitbar.

Abbildung 24a : Vergleich der Potentiale von Patienten
die zweimal unter ähnlichen Bedingungen
operiert worden sind



Fall 2 : A - 1. Operation
 B - 2. Operation

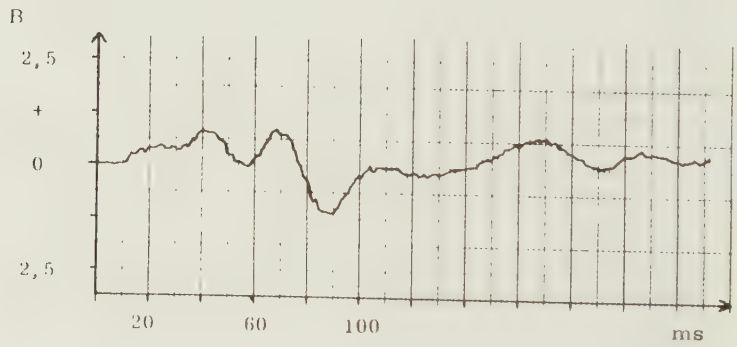
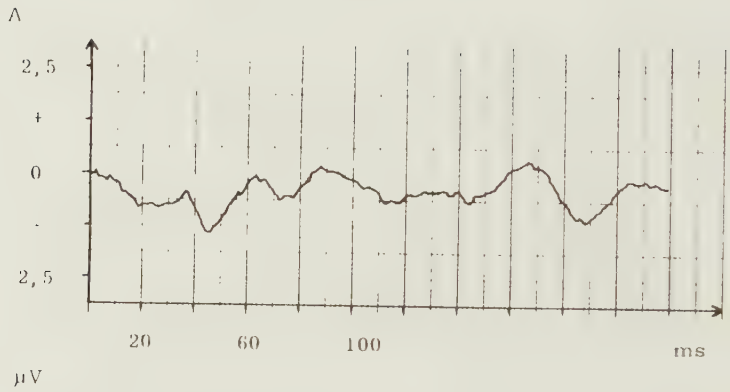
- die dritte Patientin hatte zwei Potentialkurven ähnlicher Form, die sich jedoch teilweise unterschieden :
- einmal blieben die Latenzen während der Operation nahezu konstant, während bei der anderen Operation eine Latenzzunahme von 3 ms (P40) bis zu 6 ms (P60) erfolgte.
- zudem kam es bei den Peaks zu deutlich unterschiedlichen Latenzen, die bei der 2. Operation verlängert waren.
- Amplitudenunterschiede waren ebenfalls vorhanden, jedoch nicht besonders ausgeprägt. Abb. 24b

Auch diese Ergebnisse zeigen den relativ großen und variablen Rahmen der Potentiale. In wie weit hierfür geringfügig geänderte Ableitungsstellen verantwortlich waren, läßt sich auf Grund der schwierigen exakten Positionsvergleiche nicht festlegen.

Die Lage des Patienten in Bauch-, Seiten- oder Rückenlage ist bei dieser cortikalen Ableitmethode für das Meßergebnis unbedeutend.

Die Betrachtung des abgeleiteten und aufgezeichneten EEGs ist für die Beurteilung nicht unerheblich. Es zeigte sich meist ein sehr hochfrequentes (> 20 Hz), unregelmäßiges Bild mit einer Amplitude zwischen $10 \mu V$ und $30 \mu V$. Zeitweilig waren einzelne größeramplitudige Wellenformen zu erkennen. Vorallem bei Kindern zeigte sich oft ein sehr großamplitudiges Ableitungsbild (bis $100 \mu V$) mit geringer Grundfrequenz, aber oft mit hochfrequenten kleinen Überlagerungen. Bei dieser Ableitung ist dann besonders auf die Leerwertkurve zu achten. Ist das EEG nur sehr kleinamplitudig, ist auch

Abbildung 24b :



Fall 3 : A 1. Operation
 B 2. Operation

mit entsprechend kleinen Amplituden bei den sensorisch evozierten Potentialen zu rechnen, wobei hier überprüft werden sollte, ob die Ableitungsbedingungen optimal sind und nicht zusätzliche Widerstände (teilweise herausgezogene Nadel) das Ergebnis verschlechtern.

Das EEG läßt außerdem eine grobe Überprüfung der Narkosetiefe zu, da bei sehr flacher Narkose die Amplitude zunimmt und ein "unruhiges" Bild vorherrscht.

V. DISKUSSION

1. GRUNDLAGEN DER ANWENDUNG VON SOMATOSENSORISCH EVOZIERTEN POTENTIALEN

Der "Wake - up" Test wird heute routinemäßig an vielen Kliniken durchgeführt, dennoch hat er einige Nachteile, die seinen Einsatz als einzige Methode bei einer Operation im Bereich der Wirbelsäule optimal erscheinen lassen. Diese Methode ist von seitens der Anästhesie mit einem großen Aufwand verbunden. Nicht immer gelingt es den Patienten so weit zu antagonisieren, daß er ansprechbar ist und in der Lage ist seine Zehen zu bewegen. Durch dieses falsche positive Testergebnis kann der Erfolg der ganzen Operation in Frage gestellt werden. Der beträchtliche Zeitaufwand läßt eine mehrfache Durchführung während der Operation nicht günstig erscheinen. Eine kontinuierliche Überwachung ist überhaupt nicht möglich, damit kann auch bei einer vorliegenden Schädigung der Zeitpunkt, das heißt die Schädigungsursache, nur ungenau bestimmt werden. Zudem besteht für den Patienten noch die Gefahr der Extubation, oder, daß er während des Testes durch ungünstige Kontraktionen der Rückenmuskulatur das Operationsgebiet schädigt, so z.B. durch Heraussprengen des Harringtonstabes.

Einige dieser Nachteile bestehen bei der Überwachung mit somatosensorisch evozierten Potentialen nicht. Es kann eine kontinuierliche Überwachung erfolgen und die Messung kann ohne direkte Beeinflussung des Operationsgeschehen stattfinden. Eine Gefährdung des Patienten findet bei sachgemäßer Reizung ebenfalls nicht statt. Eine verbindliche und allgemeingültige

Interpretation und damit Aussagefähigkeit von somatosensorisch evozierten Potentialen gibt es jedoch noch nicht, da viele Faktoren, wie physiologische Entstehung, Einflüsse und Schädigungsverhalten noch nicht vollständig geklärt sind. Das diese doch theoretisch möglich wäre, zeigen andere Anwendungsgebiete von evozierten Potentialen, die heute schon klinische Routine sind: Visuell evozierte Potentiale VEP und akustisch evozierte Potentiale AEP. Visuell evozierte Potentiale dienen heute zur objektiven Messung und Überprüfung des Visus und von Refraktionen, sowie zur Diagnostik von Amblyopien, Glaukomen und Nervenschäden am Auge z.B. Retrobulbärneuritis. Am weitesten entwickelt ist heute die Anwendung von akustisch evozierten Potentialen. In der Diagnostik dienen sie der objektiven Audiometrie und der Erkennung von Hirnstammerkrankungen. Sie werden jedoch auch zur Funktionsüberwachung bei otologischen Operationen angewendet.

2. EXPERIMENTELLE GRUNDLAGEN ZUR INTERPRETATION DER POTENTIALE

Die Grundlagen zur Beurteilung von somatosensorisch evozierten Potentialen - Aufbau, Zusammensetzung und Einflüsse durch verschiedenartige Veränderungen - wurden bis jetzt hauptsächlich im Tierexperiment untersucht. In Ergänzung zu den beschriebenen klinischen Experimenten wurden auch zwei Versuche an Beagles durchgeführt. Die Hunde wurden mit Nembutol betäubt und die Reiz- und Ableitbedingungen wurden soweit möglich adaequat zum Menschen gewählt. Der Nervus tibialis wurde

gereizt und mit zwei Elektroden am Kopf das EEG abgeleitet, aus dem eine Peakkurve gewonnen wurde. Sobald bei den Tieren ein gut reproduzierbares Potential abgeleitet wurde, wurde die Wirbelsäule freipräpariert und versucht durch Manipulationen am Rückenmark Änderung der somatosensorisch evozierten Potentialen darzustellen. Zum Schluß wurde das Rückenmark in Höhe Th 12 durchtrennt. Danach ließ sich erwartungsgemäß immer nur noch eine Nulllinie ableiten, die sich auch nach längerer Zeit nicht veränderte.

Verschiedene Wissenschaftler haben noch andere, umfangreiche Untersuchungen über die Veränderungen von somatosensorisch evozierten Potentialen durchgeführt. Martin(44) übte auf das Rückenmark von Katzen mit Hilfe einer Ballonsonde ($0,2 \text{ cm}^3$ - $0,6 \text{ cm}^3 \text{ H}_2\text{O}$) Druck aus. Bei einem Volumen von $0,2 \text{ cm}^3$ kam es zum vollständigen Verschwinden der vorher regelmäßigen Potentialkurve, die sich jedoch langsam nach Beendigung des Versuchs wieder erholte und nach 3 Stunden wieder ihre ursprüngliche Form mit gleichen Latenzen und Amplituden ableitbar war. Wurde der Druck erhöht, wuchs parallel dazu die Ausfallsdauer der Potentiale. Aber einem Druck von $0,4 \text{ cm}^3$ konnte nach den Versuchen kein Potential mehr abgeleitet werden. Die Ergebnisse der Messungen korrelierten eng mit der Motorik der Katzen. Katzen mit einem Ausfall der somatosensorisch evozierten Potentialen hatten auch direkt nach dem Versuch erhebliche motorische Ausfälle, die jedoch nach dem Wiedererscheinen der sensorisch evozierten Potentialen wieder verschwanden. Ab einem Druck

von $0,4 \text{ cm}^3$ kam es zum vollständigen, irreversiblen Ausfall der Potentialableitungen, verbunden mit einer Querschnittssymptomatik.

D'Angelo et al (2) und Morrison et al (46) kamen mit einer ähnlichen Versuchsanordnung ebenfalls zu dem Schluß, daß der Ausfall der somatosensorisch evozierten Potentialen eng mit motorischen Ausfällen bzw. Zerstörungen im Rückenmark verbunden ist.

Cusik (9) führte bei Affen partielle Rückenmarkschädigungen durch, indem er bestimmte Bahnen durchtrennte. Dabei stellte sich heraus, daß bei Durchtrennung der Hinterstrangbahnen dennoch Potentiale ableitbar waren, die zwar in ihrem Aufbau verändert waren, jedoch die alleinige Verantwortung der Hinterstrangbahnen für die somatosensorisch evozierten Potentiale widerlegten. Die genaue Lokalisation der Schäden an den Veränderungen der Potentiale zu erkennen schien jedoch auch hier nur bedingt möglich zu sein. Die Veränderungen der somatosensorisch evozierten Potentialen hängen jedoch nicht nur von der direkten Schädigung der betroffenen Bahnen ab, sondern auch von anderen Parametern.

Katz et al (34) entdeckte an Katzen, daß Schäden am Rückenmark unterhalb der Meßebene (Nervus medianus/C6) ebenfalls zu Veränderungen an der Kurvenform führten. Er machte für diese Veränderung ein "Schockzustand" des gesamten Rückenmarks verantwortlich.

Auch die Intaktheit des Blutkreislaufs am Rückenmark ist für normale somatosensorisch evozierte Potentiale wichtig.

Kobrine et al (36) erreichte bei Affen mit einer Unterbindung

des arteriellen Zuflusses am gemessenen Rückenmarkabschnitt ebenfalls einen Potentialverlust. Das vollständige Verschwinden der Potentiale erfolgte erst bei einer sehr geringen Restdurchblutung (30 %) und erschien auch nach nur kurzen, aber vollständigen Unterbinden mit mehrminütiger Latenz wieder vollständig. Jedoch waren die somatosensorisch evozierten Potentiale auch bei schon noch größerer Restdurchblutungs-
menge in der Amplitude deutlich reduziert.

Ähnliche Ergebnisse erzielten auch Nagao und Roccaforte (47), die jedoch das Gesamthämoglobin bei konstanten Volumenverhältnissen reduzierten. Hier kam es zu einer deutlichen Latenz- und Amplitudenzunahme, die ebenfalls nach Beendigung des Versuchs eine gewisse Reversibilität zeigte. Diese Versuche zeigen eindeutig, daß Kreislauffaktoren (z.B. Schock) oder der Durchblutungszustand des Rückenmarks (z.B. Gefäßleiden) einen deutlichen Einfluß auf die somatosensorisch evozierten Potentiale haben. Das Grundprinzip dieser Versuche ist sicherlich auf den Menschen zu übertragen, jedoch sollten exakte Analogieschlüsse der genauen Daten vermieden werden.

3. EINFLUSSMÖGLICHKEITEN AUF DIE POTENTIALE

a. NARKOSE UND OPERATIONSBEDINGUNGEN

Sicherlich hat auch die Narkoseführung einen möglichen Einfluß auf die Konstanz der Potentiale. So ist zu Beginn der Narkose noch die geringste Sedierung zu erwarten, so daß oft kurze Latenzen und vergrößerte Amplituden im Vergleich zum Operationsdurchschnitt erscheinen. Die größten Amplituden

(bis 10 μ V) wurden in dieser Meßbreite deshalb auch vor dem Hautschnitt abgeleitet.

Die verwendete Neuroleptnarkose stellt sonst einen guten Kompromiß zwischen optimaler Narkose und geringer somatosensorisch evozierten Potentialbeeinflussung dar. Eine deutliche Beeinflussung der Potentiale konnte durch die Narkoseführung während dieser Arbeit nicht festgestellt werden. Auch die zusätzliche Sedierung durch Enflurane scheint, entgegen anderer Befürchtungen (Clark (6), Lesser (39)), nur einen geringen Einfluß auf die Patienten zu haben.

Auch die anderen Pharmaka stellen solange sie relativ kontinuierlich verarbeitet werden kein Problem dar, da sie jede Messung nahezu gleich beeinflussen und die Schwankungen in einem sehr kleinem Rahmen sind. Bei einmalig verabreichten Mitteln besteht die Möglichkeit des geringen Latenz- und Amplitudenschwankung, die bei diesen Versuchen jedoch nie deutlich zum Vorschein getreten sind. Dennoch sollte eine mögliche Veränderung berücksichtigt werden.

Es wurde auch versucht in wie weit die Temperaturabnahme für eine Latenzveränderung verantwortlich ist. Golleham (19) hatte bei Tierversuchen festgestellt, daß sich mit sinkenden Temperaturen, vorallem unter 34⁰ C, die Latenz verlängert. Die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Temperaturmessungen ließen keinen direkten Zusammenhang zwischen Latenz- und Temperaturveränderung erkennen. Hierfür waren die Temperaturschwankungen wahrscheinlich zu gering und wurden von anderen Einflüssen noch überlagert. Im Rahmen einer

kontinuierlichen Narkoseführung sollte jedoch ein zu rasches und zu starkes Abkühlen der Patienten vermieden werden. In wie weit partielle Temperaturschwankungen im Gebiet der peripheren Reizelektroden durch warme Decken oder extremes Auskühlen zu spezifischen Veränderungen führen, bleibt noch zu klären.

Noch sehr unklar ist die Bedeutung des Blutdrucks. Ein rasch abfallender Blutdruck mit sehr niedrigen systolischen Werten auf Grund eines Schocks hat sicherlich schon auf Grund der Minderperfusion des Rückenmarks ein vermindertes somatosensorisch evoziertes Potential zufolge. Die Bedeutung von zu hohem Blutdruck oder stark schwankenden Drücken ist noch nicht klar erkennbar. Nach den Erfahrungen dieser Arbeit dürften jedoch Schwankungen, die sich im Bereich von 80 - 150 mm Hg systolischen Blutdruck bewegen, keinen wesentlichen Einfluß auf die Potentiale haben, da auch hier die normalen Schwankungen bedeutend größer sein können. Die Behauptung von Zschocke et al (60) und Daube (10), daß die Amplitudenschwankungen hauptsächlich mit Blutdruckveränderungen korrelieren, konnte sonst nicht bestätigt werden.

In wie weit Extremwerte einen deutlichen Einfluß auf die somatosensorisch evozierten Potentiale haben, konnte nicht festgestellt werden und ist auch in der Literatur, außer bei Schockzuständen (Matzen et al (45)) noch nicht beschrieben worden. Zu erwarten sind sie vorallem, wenn die allgemeine Kreislauffunktion eingeschränkt ist.

Jedoch auch andere Kreislaufparameter, vorallem die Sauer-

stoffsättigung des Blutes und der pH-Wert, scheinen für konstante somatosensorisch evozierte Potentiale nötig zu sein. So korrelierte ein starker pH-Abfall mit einer deutlichen Verminderung der Amplitude (Siehe Seite 55). Ebenso dürfte sich ein vermindertes Sauerstoffangebot verhalten. Grundy (24) hat bei einem Patienten mit einer Hypoxie ebenfalls deutliche Potentialveränderungen mit Amplitudenverminderung festgestellt. Grundsätzlich ist aus den Erfahrungen dieser Arbeit und den angegebenen experimentellen Studien der Schluß zu ziehen, daß die Einflußmöglichkeiten sehr vielfältig sind und sich in verschiedenen Formen ausdrücken können. Nicht nur verschiedenartige Schädigungen am Rückenmark selber, sondern auch Kreislauffaktoren und Vitalbedürfnisse haben einen Einfluß. Schwierig ist es jedoch, die Veränderungen an den Potentialen zu erkennen und richtig zu interpretieren. Da die Schwankungsbreite der Potentiale selbst unter optimalen Normalbedingungen relativ groß ist, können kleine Veränderungen, vorallem bei Narkose- und Vitalfaktoren noch nicht vollständig erkannt werden.

Kommt es zu deutlichen Veränderungen der Potentiale, die nicht durch Manipulation am Rückenmark entstanden sein können, so kann auch eine vitale Gefährdung des Patienten durch Hypoxie, Hypothermie oder Acidose vorliegen.

Somit dient das somatosensorisch evozierte Potential nicht der permanenten Überwachung der Rückenmarkfunktion, sondern stellt auch ein Hilfsmittel zur Erkennung von Operationszwischenfällen da. Da die Potentiale sich bei Veränderungen

mit einer relativ kurzen Latenz verändern, ist eine rasche und gezielte Suche der Entgleisung und damit der Wiederherstellung optimaler Bedingungen möglich. Eine Entgleisung z.B. eine Acidose auf herkömmlichen Weg zu erkennen - durch Blutgasanalyse - konnte, wenn sich die Kreislaufparameter wie Blutdruck und Puls nicht wesentlich veränderten, bedeutend länger dauern. Hier ist in Zukunft bei einer engen Zusammenarbeit mit dem Anästhesisten und bei noch größerer Erfahrung mit der Auswertung von somatosensorisch evozierten Potentialen eine weitere wichtige und hilfreiche Einsatzmöglichkeit der somatosensorisch evozierten Potentialen möglich.

Eine spezielle Unterscheidungsmöglichkeit einzelner pathologischer Faktoren ist jedoch nicht möglich. Geringfügige Distraktionsschäden, Kreislaufentgleisungen und Narkoseeinflüsse können potentialmäßig gleiche Auswirkungen haben und sind nur im Zusammenhang mit dem Operationsverlauf zu beurteilen.

Grundsätzlich sollten die Veränderungen immer reproduzierbar sein, da Artefakte oder bis jetzt noch nicht bekannte Einflüsse oft zu ähnlichen Veränderungen führen, aber nie exakt reproduzierbar sind. So sind bei vielen Messungen einmalige Amplituden oder Latenzveränderungen aufgetreten, ohne daß es dazu ein pathologisches Korrelat gab. Die Ursachen für diese Veränderungen sind noch nicht geklärt. So könnte z.B. ein verändertes EEG zu derartigen Veränderungen führen. In einer Meßreihe, wo solche Probleme auftauchen, ist es wichtig sich nur an die konstanten Parameter zu halten und nur deren mehrmaliges Verändern als pathologisch zu deuten.

Kommt es während der kritischen Phase der Operation, z.B. der Distraction der Wirbelsäule, zu Veränderungen, so sind diese solange sie in einem gewissen Toleranzrahmen sind als Warnung zu verstehen, jedoch noch nicht als Zeichen einer definierten pathologischen Schädigung. So kann es bei Distractionen zu Latenzverzögerungen von 2 - 3 ms und plötzlich einsetzenden Amplitudenverlusten von 30 % kommen, ohne daß postoperativ eine neurologische Schädigung festzustellen war. Dies deckt sich auch mit den Erfahrungen anderer Kliniken (Lesser (39)).

Deutliche erkennbare Veränderungen sind jedoch ein Warnzeichen und vorallem wenn die Potentialveränderungen sich nicht bald wieder reversibel verändern, sollte eine weitere Belastung der Wirbelsäule vermieden werden.

Behauptungen, wie z.B. von Kurokawa (38), daß etwa nur eine Amplitudenveränderung über 50 % oder eine alleinige Latenzveränderung über 3 ms zu einem Operationsabbruch führen, ist nicht zu zustimmen, sondern beide Faktoren zusammen sollten beachtet und beurteilt werden. Sollte die Veränderung über den vorgegebenen Toleranzgrenzen liegen, so sollte der das Rückenmark belastende Operationsschnitt möglichst schnell zurückgenommen werden, z.B. die Distraction vermindert werden. Dann ist bei noch nicht vorliegender schwerer Schädigung auch mit einem Erholen der Potentiale bzw. keiner irreversiblen Schädigung des Rückenmarks zu rechnen. (Grundy et al (21,22))

Berücksichtigt werden sollte hierbei auch der Aufwand der Meßmethode. Einfachere Methoden, wie sie hier angewendet

wurden, sind ungenauer und für Artefakte empfindlicher. Hier kann eine abweichende Messung sicherlich noch keine endgültige Aussage zulassen. Bei mehrkanaligen oder aufwendigeren (Epidural) Methoden sollten die Ergebnisse dafür kritischer begutachtet werden.

Auch noch nicht möglich ist eine genaue Veränderungsvorhersage der Peaks bei bestimmten Schädigungen. Theoretisch wäre es bei der hier angewendeten Methodik möglich, daß bestimmte Bahnen des Rückenmarks zerstört werden, ohne das eine Veränderung der somatosensorisch evozierten Potentiale meßbar wäre. Dies wäre der Fall, wenn die Hinterstrang- und die Vorderseitenstrangbahnen völlig unbeschädigt blieben. Dies ist in Tierexperimenten von Cusick (9) auch bewiesen worden, jedoch bei den Operationsverfahren, die bei diesen Wirbelsäuleneingriffen verwendet werden, sehr unwahrscheinlich. So konnte auch bei keiner der Messungen kein rein motorischer Ausfall postoperativ festgestellt werden.

b. NEUROLOGIE

Schwierigkeiten bei der Ableitung vollständiger Potentialen kann es geben, wenn bei dem Patienten ein neurologisches Defizit vorliegt, das im Bereich des Meßgebietes liegt. So können schon Parästhesien an den Beinen mit erheblichen qualitativen Verlusten der Potentiale einhergehen. Meistens sind bei geringfügigen, sensiblen Störungen noch einwandfreie Messungen möglich. Gegebenenfalls muß hier nur die Reizung

besonders exakt erfolgen und vereinzelt mit gering höherer Spannung. Partielle Querschnittssymptomatik oder Kompression der Nervenwurzel mit größeren Ausfallerscheinungen, aber noch motorischen und sensiblen Restfähigkeiten, lassen keine Potentialableitung mehr zu. Hier sind mit den heute angewendeten Ableitetechniken die Grenzen erreicht, bei pathologischen Schädigungen der Nerven bzw. des Rückenmarks, ist die Überwachung der Operation mit somatosensorisch evozierten Potentialen nicht sinnvoll. In Zweifelsfällen kann eine Probemessung vor dem Operationstermin Auskunft geben, ob ein konstantes Potential ableitbar ist und damit eine Aussagefähigkeit während der Operation möglich ist. Die Unbrauchbarkeit der SEP bei größeren neurologischen Defiziten geben auch andere Autoren, wie Daube (10) an.

c. WACHER PATIENT

Das Ableiten am wachen Menschen ist möglich, jedoch mit besonderen Schwierigkeiten verbunden.

- der Patient muß völlig entspannt auf einem ebenen Bett liegen, der Raum sollte ruhig und abgedunkelt sein.
- Muskelaktivitäten, Reizeinflüsse sollten möglichst vermieden werden, da sonst eine Überlagerung der Potentiale erfolgt. Ab einer bestimmten Reizgröße sollten vorallem die späteren Peaks nicht mehr ableitbar sein, da sie völlig überlagert sind. (Stöhr (55))

Unter guten Bedingungen ist jedoch immer eine Ableitung möglich.

d. REIZPARAMETER

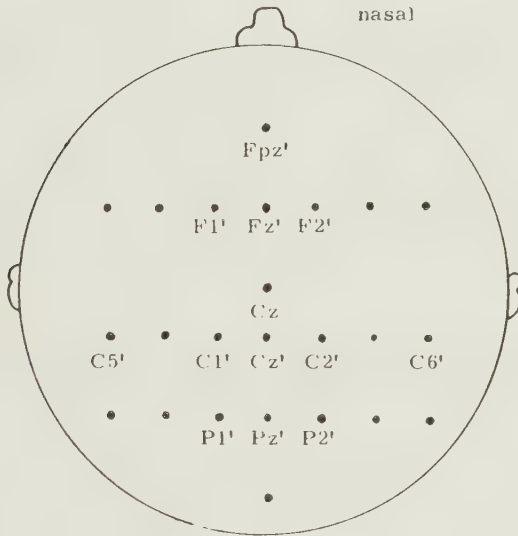
Der Einfluß des Reizparameters ist sowohl bei wachen als auch während der Operation für das Ergebnis wichtig. Eine unvollständige Peakkurve oder ungewöhnlich lange Latenzzeiten können auf eine zu geringe Reizspannung hindeuten. Deshalb sollte die Reizspannung bei unvollständiger Kurve solange erhöht werden bis keine Veränderungen mehr auftreten. Grundsätzlich sollte die Spannung lieber etwas höher eingestellt werden, vorallem auch da postoperative Beschwerden von seitens der Patienten auf Grund der Reizung kaum bekannt sind. Optimale Stromstärke und Reizdauer sollte je nach Gerät individuell ermittelt werden, da vorallem die Ergebnisse von dieser Arbeit sich in dieser Hinsicht von anderen Arbeiten stark unterscheiden.

Auch der Sitz der Ableitelektroden ist bei möglichen Veränderungen zu berücksichtigen. Theoretisch könnten an jeder Stelle des Kopfes SEP abgeleitet werden. R. Kakiji et al (32) hat bei verschiedenen Ableitorten fast immer eindeutig definierte SEP erhalten, die sich oft nur geringfügig in Zusammensetzung und Amplitude verändern. Abb. 25a + b

Die ursprüngliche Peakform der Potentiale wird jedoch in der Nähe von Cz' am besten abgeleitet, da gerade bei lateralen Ableitungen einzelne Peaks wegfallen und andere deformiert werden. (Duff (12))

Bei nur einseitiger Reizung wäre eine Ableitung auf der kontralateralen Seite des Gehirns durchaus möglich, bietet jedoch dann keine Vergleichsmöglichkeiten mehr mit den normalen Ableitungen.

Abbildung 25a : Ableitpunkte nach dem internationalen
10 - 20 System

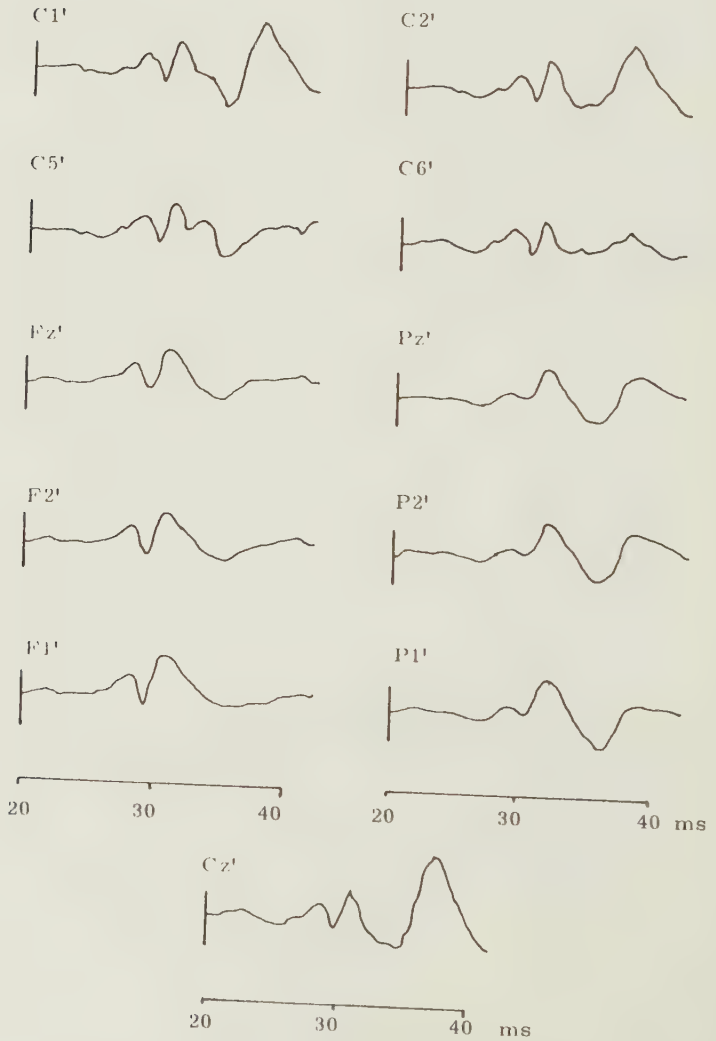


Cz' liegt 2 cm rostral von Cz.

Die seitlichen Abstände betragen 3,5 cm, die Punkte nasal bzw. rostral sind 5 cm entfernt.

(nach Kakiji et al. (33))

Abbildung 25b : Vergleich der verschiedenen Potentialkurven bei verschiedenen Ableitorten
(nach Kakiji et al. (33))



Auch Vera und Perot (58) sind zu ähnlichen Ergebnissen gekommen, hier waren jedoch vorallem die starken Amplitudenfälle, je weiter man sich von Cz' entfernte, bemerkenswert.

Da bei diesen Versuchen nur ein Zweikanalgerät zur Verfügung stand, konnten diese Ergebnisse, sowie Veränderungen auf Grund einer anderen Nadelposition nicht überprüft werden. Da sich Cz' jedoch auf Grund vieler ähnlicher Arbeiten von Jones et al (31), Perot (50), Worth et al (59) und Engler et al (16) am besten bewährt hat und als Normpunkt dient, wurden auch diese Ableitungen soweit wie möglich von diesem Punkt gemacht.

Die Unterschiede zwischen der Reizung des rechten und linken Fuß sollten gering sein. Treten dennoch welche bei Patienten ohne neurologische Störung auf, so liegt der Grund meist in ungleich sitzenden Reizelektroden oder vorallem an einer nicht median plazierten Ableitelektrode.

4. ZUKUNFTSAUSSICHTEN

In der Zukunft wird man sicherlich versuchen müssen, die Einflußmöglichkeiten auf die Potentiale näher einzugrenzen. Hierzu sind einerseits genaue Analysen der beteiligten Neuronen und Gehirnantelle sowie ihre Funktion nötig. Andererseits muß ständig weitere Erfahrung nicht nur im Tierexperiment gesammelt werden, sondern auch die vielfältigen Einflußmöglichkeiten am Menschen näher untersucht werden, um die momentan noch sehr große Schwankungsbreite auf rein pathologische Zeichen hin enger einzugrenzen.

Auch an der Methode und am Material sind weitere Verbesserungen möglich. So kann die korticale Ableitungsmethode bei weniger risikoreichen Eingriffen und einwandfreien Potentialkurven beibehalten werden. Sie könnte aber auch bei großen Operationen ohne Rückenmarkgefährdung als allgemeine, zusätzliche Operationsüberwachungsmethode der vitalen Funktionen des Patienten dienen. Bis zum routinemäßigen Einsatz sind hier jedoch noch viele Erfahrungen nötig. Wünschenswert wäre auch ein Vergleich zwischen verschiedenen Meßeinheiten, Elektroden und anderem Material, um beim Vergleich verschiedener Arbeiten, die technisch bedingten Differenzen möglichst gering zu halten.

Bei Wirbelsäuleneingriffen kann durch die epidurale Ableittechnik wie Jones et al (29), Shimoji et al (52), Caccia (5) und Bunch et al (4) vorschlagen, möglicherweise eine höhere Präzision erreicht werden. Sie ist jedoch nicht immer anzuwenden, da ein guter Zugang nötig ist, der nicht bei jeder Lagerung oder Operationsmethode gegeben ist.

Die Beeinflussung ist vorallem auf Grund geringerer neuronaler Verschaltungen und dem Wegfall der nicht relevanten Gehirnrindenaktivität kleiner und der Kurvenverlauf auf Grund schmalere Peaks einfacher zu interpretieren. Siehe Abb. 10

Eine Kombination von beiden Ableittechniken dürfte nach den heutigen Erkenntnissen die größtmögliche Aussagekraft haben. Aber auch bei der hier verwendeten Methode können einige technische Verbesserungen eine bessere und sichere Ergebnisermittlung erreichen.

- eine bessere Fixierung der Ableitelektrode durch ein elastisches Haarnetz, das unter dem Kinn fixiert ist.

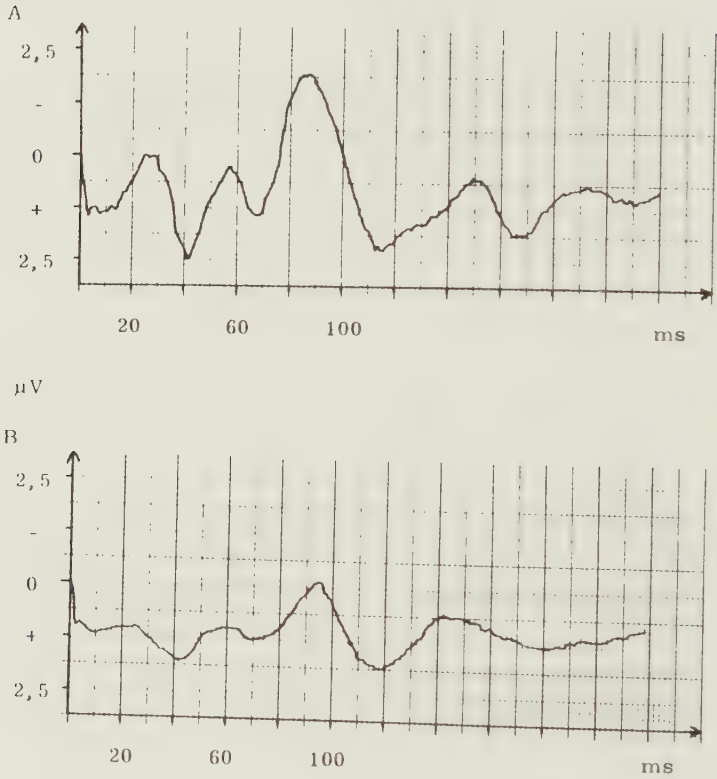
- Ableitelektroden mit einer längeren Nadel, die sowohl eine bessere Spannungsabnahme als auch einen besseren Sitz garantieren würden.
- Ein längeres Ableitkabel zwischen Kopfelektroden und EMG - Verstärker. Ein Kabel mit entsprechend größerem Querschnitt dürfte auch bei größerer Länge (+ 30 - 50 cm) keinen Leistungsverlust bedeuten. Jedoch wäre eine bessere und spannungsfreie Verkabelung vorallem bei Halswirbeloperationen möglich. Außerdem wäre mit einem entsprechend langem Kabel auch eine epidurale Testableitung möglich, da dann das Kabel bis aus dem sterilen Operationsbereich reicht.

Diese Maßnahmen wären vorallem für einen sicheren Sitz der Ableitelektroden günstig, da hier ein schlechter Sitz oder ein gar mehrfach geänderter Ableitort nicht mehr vergleichbare Ergebnisse bringt, sinnvoll. Abb. 26

Ein weiterer Schritt zur Erleichterung von somatosensorisch evozierten Potentialen - Messungen, wäre die Verarbeitung der gewonnenen Meßdaten durch eine Rechenanlage. Abb. 27

Der Rechner müßte sowohl das EEG, als auch die gemittelten Summenpotentiale entsprechend verarbeiten. Die Mitbeurteilung des EEG ist vorallem deshalb nötig um Artefakte durch elektrische Störungen zu berücksichtigen. Nach einem vorgegebenen Zeitplan, zu Beginn alle 10 Minuten, während kritischer Phasen kontinuierlich, müßte der Rechner die gemittelten Signale mit dem zu Beginn als Bezugssystem (ersten Messungen) eingegebenen somatosensorisch evozierten Potentialen ver

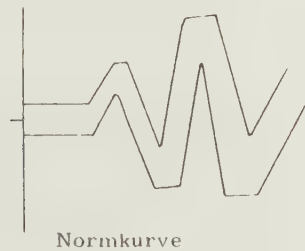
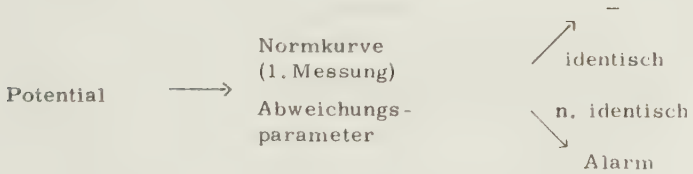
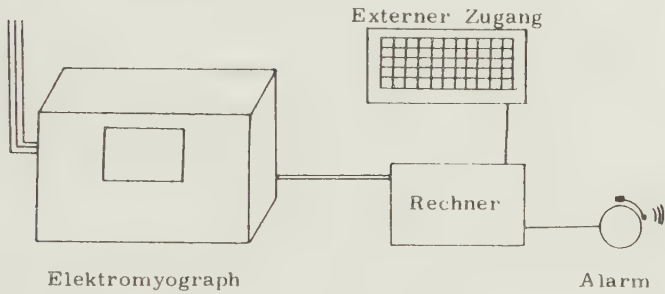
Abbildung 26 : Nadelstich



Kurve A : Potentiale bei gut liegender Nadel

Kurve B : Potentiale bei abgeknickter, teilweise herausgezogener Nadel bei dem gleichen Patienten

Abbildung 27 : Ergebnisaufarbeitung mit Hilfe eines Computers



Der Computer vergleicht die eingehenden Kurven mit einer Normkurve und gibt bei zu großen Abweichungen Alarm.

gleichen. Dabei müßten kontinuierliche Latenzzunahmen, Amplitudenverringernngen im Rechnerprogramm berücksichtigt werden. Zeigen sich größere Abweichungen, die durch eine sofortige Kontrollmessung, zum Ausschluß von Artefakten, bestätigt wird, müßte ein entsprechendes Alarmsignal erfolgen, das je nach Operationsphase dem Anästhesisten oder dem Operateur eine Hilfe ist. Zudem müßte die Anästhesie die Möglichkeit haben, bei entsprechender Indikation z.B. (Bolusinjektion), die Toleranzgrenzen zu erweitern.

Voraussetzung für eine solche "vollautomatische" Auswertung der somatosensorisch evozierten Potentialen ist die präzise Erstellung eines Programms mit entsprechenden Abweichmöglichkeiten und das Ableiten sehr konstanter Potentialen, die nicht nur stabile Kurvenformen haben, sondern auch gut auswertbare Peaks. Plateauförmige Peaks dürften die Möglichkeit einer Latenzbeurteilung hierbei stark einschränken.

Bei dieser Meßserie hätte sich knapp die Hälfte (40 - 45 %) der Meßserie für eine derartige Auswertung geeignet. Mit verbesserter Technik und vorallem bei epiduraler Ableitung dürfte sich dies Verhältnis noch sehr verbessern.

5. VERGLEICH ZUM "WAKE - UP" TEST

Die Anwendung von somatosensorisch evozierten Potentialen ist sehr sensibel und sicherlich ebenso effizient wie der "Wake - up" Test. Die Erfolgsquote der Potentialmessungen lag bei 85,4 % (35 von 41 Fällen). Eine so hohe Quote bei dem "Wake - up" Test zu erreichen ist nur bei optimalen

Narkosebedingungen zu erreichen, die jedoch auf Grund der Länge und Größe des Eingriffs nicht immer zu erhalten sind. Hinzu kommt bei den somatosensorisch evozierten Potentialen die Möglichkeit der kontinuierlichen Messung und die dadurch wesentlich erhöhte Aussagekraft, sowie die für den Patienten angenehmere Art der Überwachung.

Schwierig ist jedoch die Interpretation der Ergebnisse. Auch wenn heute in groben Zügen die Möglichkeiten der Varianz einzelner Peaks während einer Meßreihe und das Ausmaß der Veränderungen bei schweren Schäden am Rückenmark bekannt sind. So ist jedoch eine genaue Interpretation von Peakveränderungen und ihrer Ursachen noch nicht möglich und damit die Aussagekraft der Potentiale noch nicht erschöpft. Problematisch sind auch Potentialkurven, die ohne erkennbaren Grund von seitens des Operationsablaufs oft extreme Änderungen erfahren und damit für eine Interpretation zweifelhaft sind.

Gerade bei dieser Meßreihe wurde die Beurteilung der Potentiale durch einzelne unexakte Potentialkurven erschwert. Eine Ursache, warum bei einigen Potentialen ohne neurologische Probleme oder technische Schwierigkeiten, eine Vielzahl von Messungen (bis zu 25 %) aus dem Rahmen fielen, ist noch nicht bekannt. Es galt jedoch auch bei diesen Meßserien, daß diese "unnormalen" Potentiale sich nicht kontinuierlich reproduzieren ließen. Somit ist im Vergleich zu einem vorgegebenen reproduzierbaren Peak zumindest eine Entscheidungshilfe gegeben.

Als Beweis für die große physiologische Varianzbreite dient auch der Vergleich zwischen zwei verschiedenen Operationsableitungen an einer Person. Auch hier können die Unterschiede zwischen den Ableitungen groß sein, obwohl sich weder an der neurologischen oder kreislaufmäßigen Situation des Patienten etwas geändert hat. Ähnliche Unterschiede wurden auch an Patienten gleichen Alters, gleicher Operation und gleicher Größe festgestellt. Hier unterschieden sich die Latenzen oft recht grundlegend.

Die Überwachung von Wirbelsäulenoperationen mit Hilfe von somatosensorisch evozierten Potentialen hat dennoch heute den Stand der routinemäßigen Anwendung erreicht.

Vor allem ist bei unerwartetem Ausfall der Messung immer noch ein "Wake - up" Test möglich.

Es gibt aber noch genügend Möglichkeiten diese Testmethode auszubauen und zu verbessern und damit ihren Wert zu erhöhen.

Als Vorteil des "Wake -up" Test bleibt jedoch, durch den motorischen Test, die bessere Beurteilung der Vorderhornbahnen bestehen, da diese mit den somatosensorisch evozierten Potentialen nur indirekt beurteilt werden können.

Somit ist die Anwendung der Potentiale bei fast ausschließlicher Gefährdung dieser Strukturen nur in Kombination mit dem "Wake - up" Test empfehlenswert.

Zu berücksichtigen bleibt noch der personelle Aufwand der Methode, während der "Wake - up" Test von der Anästhesie durchgeführt wird, die zum festen Operationsteam gehört, benötigt man vorerst zum Aufbau der Meßanlage bei somatosensorisch evozierten Potentialen, zur Bedienung und zur Auswertung eine zusätzliche Person. Es ist jedoch zu erwarten, daß diese Aufgabe bei verbesserter Technik von der Anästhesie mitbetreut wird. Dies hätte auch den Vorteil, daß Narkoseeinflüsse und Kreislaufunregelmäßigkeiten besser und schneller beurteilt werden können.

VI. ZUSAMMENFASSUNG

Die in dieser Arbeit verwendete Methode der kortical gemessenen somatosensorisch evozierten Potentiale zur Überwachung der Integrität des Rückenmarks hat sich bewährt. Es wurde dabei der Nervus tibialis gereizt und kortical mit zwei Nadelelektroden abgeleitet.

Die gewonnenen Ergebnisse ließen in 2 Fällen überhaupt keine Aussage und in 4 Fällen nur eine stark eingeschränkte Aussage auf Grund mangelnder, stabiler Peakformen zu. In den restlichen 35 Fällen war eine eindeutige Aussage möglich. Dabei war bis auf wenige Ausnahmen eine W-förmige Potentialkurve zu erkennen. Die durchschnittliche Latenz der Peaks betrug für P40 40 ms, für N50 55 ms, für P60 70 ms, für N70 90 ms und für P3 110 ms, jedoch zeigte sich eine relativ große Schwankungsbreite. Latenzzunahmen während einer Meßreihe waren bei rund der Hälfte der Patienten festzustellen. Ebenso kam es häufig zu Amplitudenschwankungen, die aber nie mehr als 50 % des Ausgangswertes betrugen.

Die Interpretation der Potentiale wurde dadurch erschwert, daß sich einzelne Potentialkurven ohne erklärbaren Einfluß stark änderten.

Veränderungen der Potentialkurve, die zum Abbruch der Operation führten, kamen nicht vor, was sich auch darin bestätigte, daß kein Patient einen neurologischen Schaden durch die Operation erlitten hat. Es konnten aber Veränderungen, die durch die Distraction der Wirbelsäule oder

geänderte Kreislaufbedingungen hervorgerufen waren, durch die Messungen diagnostiziert worden. Eine genaue kausale Begründung für die Veränderungen der Potentiale ist heute noch nicht möglich. Konstante, normale Potentialkurven während des Operationsverlauf schließen eine Schädigung des Rückenmarks mit größter Wahrscheinlichkeit aus. Bei Patienten mit einem neurologischen Defizit kann eine Potentialableitung nur eingeschränkt oder auch ganz unmöglich sein. Genaue Grenzen sind auch hier noch nicht bekannt.

Dennoch hat diese Methode heute eine Sicherheit erlangt, die dem "Wake - up" Test überlegen ist. Die heutige Aussagefähigkeit läßt einen routinemäßigen Einsatz zu, auch wenn die Möglichkeiten der evozierten Potentialmessung noch nicht ausgeschöpft sind. Bei verbesserter Technik wird in Zukunft sicherlich eine größere Sicherheit und eine höhere Aussagemöglichkeit zu erzielen sein.

VII LITERATURVERZEICHNIS

- 1) ALLISON T., W.R. GOFF, P.D. WILLIAMSON,
J.C. vanGILDER :
On the neural origin of early components of
the human somatosensory evoked potential
Prog. clin. Neurophysiol. 7 (1980) 51 - 68
- 2) D'ANGELO C.M., J.C. vanGILDER, A. TAUB :
Evoked potentials in experimental spinal
cord trauma
J. Neurosurg. 38 (1973) 332 - 336
- 3) ASANUMA H., K. LARSEN, H. YUMIYA :
Peripheral input pathways to the monkey
motor cortex
Exp. Brain Resr. 38 (1980) 349 - 355
- 4) BUNCH W.H., T.B. SCARFF, J. TRIMBLE :
Current concepts review spinal cord
monitoring
J. Bone and Joint Surgery 65 A (1983)
707 - 710
- 5) CACCIA M.R., E. UBIALI, L. ANDREUSSI :
Spinal evoked responses recorded from the
epidural space in normal and diseased
humans
J. Neurology, Neurosurgery and Psychiatry
39 (1976) 962 - 972

- 6) CLARK W.A. :
Average response computer (ARC - 1)
Quart. Progr. Rep. Research Laboratory
of Electronics M.I.T. Cambridge MA 33
(1954) 114 - 117
- 7) CLARK D.L., B.S. ROSNER :
Neurophysiologic effects of general Anesthetics
Anesthesiology V38 No 6 (1973) 564 - 582
- 8) CRACCO R.Q. :
Spinal evoked Response : Peripheral nerve
stimulation in man
Electroencephalogr. Clin. Neurophysiology 35
(1973) 379 - 386
- 9) CUSICK J.F., J.B. MYKLEBUST, S.J. LARSON,
A. SANCES :
Spinal cord evaluation of cortical evoked
responses
Arch. Neurol. 36 (1979) 140 - 143
- 10) DAUBE J.R. :
Intraoperative SEP monitoring of spinal cord
function
7. International Congress of Electromyography
1983 Munich

11) DAWSON G.D. :

A summation technique for the detection of
small evoked potentials
Electroencephalogr. Clin. Neurophysiology
6 (1954) 65

12) DUFF T.A. :

Multichannel topographic analysis of somato-
sensory evoked potentials
Prog. clin. Neurophysiol. 7 (1980) 69 - 86

13) EBERSPERGER :

Somatosensorisch evozierte vertikale Pot-
entiale nach elektrischer Stimulation des
Nervus tibialis. Untersuchungen an Normal-
personen
Universität Tübingen 1980

14) EBNER A., S. BREITNER, K.A. MATZEN :

Scalp recorded somato-sensory evoked
potentials during spinal surgery
7. International Congress of Electromyography
1983 Munich

15) EBNER A.H., C.H. LÜCKING :

Somatosensory tibial nerve evoked potentials
with posasagittal tumors
EEG J. 54 (1982) 500 - 515

- 16) ENGLER L.G., J. SPIELHOLZ, W.N. BERNHARD,
F. DANZINGER, H. MARKIN, T. WOLFF :
Somatosensory evoked potentials during
Harrington instrumentarium for scoliosis
J. Bone Joint. Surg. 60 (1978) 528 - 532
- 17) GASSER H.S., H.T. GRAHAM :
Potentials produced in the spinal cord by
stimulation of dorsal roots
Amer. J. Physiol. 103 (1933) 303 - 320
- 18) GOFF W.R., P.D. WILLIAMSON, J.C. vanGILDER,
T. ALLISON, T.C. FISHER
Neurol origins of long evoked potentials
recorded from the cortical surface of the
brain in man
Prog. clin. Neurophysiol. 7 (1980) 126 -
145
- 19) GOLLEHON D., N. KAHANOVITZ, L.T. HAPPEL :
Temperature effects on feline cortical and
spinal evoked potentials
Spine 8 (1983) 443 - 446
- 20) GREENBERG R.P., T.B. DUCKER :
Evoked potentials in the clinical neuro-
sciences
J. Neurosurg. 56 (1982) 1 - 18

21) GRUNDY B.L. :

Intraoperative monitoring of sensory-evoked potentials

Anesthesiology 58 (1983) 72 - 87

22) GRUNDY B.L., P.B. NELSON :

Intraoperative loss of somatosensory-evoked potentials predicts loss of spinal cord function

Anesthesiology 57 (1982) 321 - 322

23) GRUNDY B.L., C.L. NASH, R.H. BROWN :

Arterial pressure manipulation alters spinal cord function during correction of scoliosis

Anesthesiology 54 (1981) 249 - 253

24) GRUNDY B.L. :

Intraoperative hypoxia detected by evoked potential monitoring

Anesthesia and Analgesia 60 (1981) 437 - 439

25) HALLIDAY A.M. :

Changes in the form of cerebral evoked responses in man associated with various lesions of the nervous system

Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. 26 (1967) 178 - 192

- 26) HALLIDAY A.M., G.S. WAKEFIELD :
Cerebral evoked potentials with dissociated sensory loss
J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry 26 (1963)
211 - 219
- 27) HARDY R.W., C.L. NASH, J.S. BRODKEY :
Experimental and clinical studies in spinal cord monitoring : the effects of pressure, anoxia, and ischemia on spinal cord function
J. Bone Joint. Surg. 55 (1973) 435
- 28) HASHIMOTO J. :
Somatosensory evoked potentials from the human brain-stem : Origins of short latency potentials
Electroencephalography Clin. Neurophysiol. 57 (1984) 221 - 227
- 29) JONES S.J., M.A. EDGAR, A.O. RANSFORD :
Sensory nerve conduction in the human spinal cord : Epidural recordings made during scoliosis surgery
J. Neurol. Neurosurg. Psychiat. 45 (1982)
446 - 451
- 30) JONES S.J., D.G. SMALL :
Spinal and subcortical evoked potentials following stimulation of the posterior tibial nerve in man
Electroenceph. Clin. Neurophysiol. 44 (1978)
299 - 306

- 31) JONES S.J., M.A. EDGAR, A.O. RANSFORD, N.P.
THOMAS :
A system for the electro-physiological monitoring of the spinal cord during operations for scoliosis
J. Bone Joint of Surg. 65 (1983) 134 - 139
- 32) KAKIJI R., H. SHIBASAKI :
Scalp topography of the short latency somatosensory evoked potentials following posterior tibial nerve stimulation in man
Electroencephalography Clin. Neurophysiol. 56 (1983) 430 - 437
- 33) KAKIJI R., H. SHIBASAKI, A. HASHISUME, Y. KUROIWA :
Short latency somatosensory evoked spinal and scalp-recorded potentials following posterior tibial nerve stimulation in man
Electroencephalography Clin. Neurophysiol. 53 (1982) 602 - 611
- 34) KATZ S., J.G. BLACKBORN, P.L. PEROT, C.F. CAM :
The effects of low spinal injury on somatosensory evoked potentials from forelimb stimulation
Electroencephalography Clin. Neurophysiol. 44 (1978) 236 - 238

- 35) KOBRINE A.J., D.E. EVANS, H.V. RIZZOLI :
Correlation of spinal cord blood flow, sensory evoked response, and spinal cord function in subacute experimental spinal cord compression
Advances in Neurosurgery 20 (1978) 389 - 394
- 36) KOBRINE A.J., D.E. EVANS, H.V. RIZZOLI :
Experimental acute balloon compression of the spinal cord : Factors affecting disappearance and return of the spinal evoked response
J. Neurosurg. 51 (1979) 841 - 845
- 37) KONDO M. :
Clinical study of somatosensory evoked potentials (SEPs) in Orthopaedic-surgery
International Orthopaedics 1 (1977) 9 - 15
- 38) KUROKAWA T., N. TSUYAMA, H. TANAKA :
Functional spinal cord monitoring in spinal surgery through evoked spinal potential measurement
7. International Congress of Electromyography
1983, Munich

39) LESSER R.P. :

Technical aspects of evoked potential
monitoring

7. International Congress of Electromyography
1983 Munich

40) LEVY W.J., D.H. YORK :

Evoked potentials from the motor tracts in
humans

Neurosurgery 12 (1983) 422 - 429

41) LIBERSON W.T., K.C. KIM :

Mapping evoked potentials elicited by stimula-
tion of the median and peroneal nerves

Electroencephalography Clin. Neurophysiology
15 (1963) 721

42) LOWITZSCH H., H.C. HOPF, K. MAURER, A.M.

HALLIDAY :

Evozierte Potentiale in der klinischen Dia-
gnostik

Thieme Verlag 1983

43) LUEDERS H., R. LESSER, J. HAHN, J. LITTLE,

G. KLEM :

Subcortical somatosensory evoked potentials
to median nerve stimulation

Brain 106 (1983) 341 - 372

- 44) MARTIN S.H., J.R. BLOEDEL :
Evaluation of experimental spinal cord injury
using cortical evoked potentials
J. Neurosurg. 39 (1973) 75 - 81
- 45) MATZEN K.A., S. BREITNER, A. EBNER, H.H.
SPRINGER :
Somatosensorisch evozierte Potentiale bei
Eingriffen an der Wirbelsäule
Z. Orthop. 122 (1984) 83 - 89
- 46) MORRISON G., et al. :
Electrospinogram and spinal and cortical
evoked potentials in experimental spinal cord
trauma
J. Neurosurg. 43 (1975) 737 - 741
- 47) NAGAO S., P. ROCCAFORTE, R.A. MOODY :
The effects of isovolemic hemodilution and
reinfusion of packed erythrocytes on somato-
sensory and visual evoked potentials
J. of Surgical Research 25 (1978) 530 - 537
- 48) NASH C.L.jr., R.A. LOVING, L.A. SCHATZINGER,
R.H. BROWN :
Spinal cord monitoring during operative treat-
ment of the spine
Clin. Orthop. 126 (1978) 100 - 105

- 49) NEMOTO S., I. HASHIMOTO, A. KUROIWA, K.
YAZUDA :
Brain-stem auditory-evoked potential during
general anesthesia : Measurement of varia-
bility
7. International Congress of Electromyography
1983 Munich
- 50) PEROT P.L. :
The clinical use of somatosensory evoked pot-
entials in spinal cord injury
Clin. Neurosurg. 20 (1972) 367 - 381
- 51) RUSS W., V. LÜBEN, G. HEMPELMANN :
Der Einfluß der Neuroleptanalgesie auf das
visuelle evozierte Potential (VEP) des
Menschen
Anaesthesist 31 (1982) 575 - 578
- 52) SCHRAMM J. :
Der topodiagnostische Stellenwert somato-
sensorisch evozierter Potentiale bei raum-
beengenden Prozessen an der Lendenwirbel-
säule
Klinische Mitteilung 1984

- 53) SHIMOJI K., H. HIGASHI, T. KANO :
Epidural recording of spinal electrogram in
man
Electroencephalography Clin. Neurophysiology
30 (1971) 236 - 239
- 54) SPIELHOLZ N.I., M. BENJAMIN, G.L. ENGLER,
J. RANSOHOFF :
Somatosensory evoked potentials during decom-
pression and stabilization of the spine :
Methods and findings
Spine 4 (1979) 500 - 508
- 55) STÖHR M., J. DICHGANS, H.C. DIENER, V.W.
BRETTNER :
Evozierte Potentiale SEP - VEP - AEP
Springer Verlag 1982
- 56) TSUMOTO T., N. HIROSE, S. NONAKA :
Analysis of SEP of lateral popliteal nerve
stimulation in man
Electroencephalogr. Clin. Neurophysiology
33 (1972) 463 - 473
- 57) VAUZELLE C., P. STAGNARA, P. JOUVINROUX :
Functional monitoring of spinal cord activity
during spinal surgery
Clin. Orthop. 93 (1973) 173 - 178

- 58) VERA C.L., P.L. PEROT, E.L. FOUNTAIN :
Scalp recorded somatosensory evoked potentials to posterior tibial nerve stimulation in humans
Electroencephalography Clin. Neurophysiology
56 (1983) 159 - 168
- 59) WORTH R.M., O.N. MARKAND, G.P. deROSA,
C.H. WARREN :
Intraoperative somatosensory evoked response monitoring during spinal cord injury
Clinical Applications of Evoked Potentials in Neurology New York, Raven edition by Courjon, J.F. Maugiere, M. Revol : Advances in Neurology 32 (1982) 367 - 374
- 60) ZSCHOCKE S., W. ROHR, R.W.C. JANZEN, H.P. NEUZIG :
EEG, EMG and continuous spectral analysis in neurological intensive monitoring
7. International Congress of Electromyography 1983 Munich

LITERATURVERZEICHNIS ZUR NEUROANATOMIE UND
NEUROPHYSIOLOGIE

- 61) FRICK H., H. LEONHARDT, D. STARCK :
Spezielle Anatomie II
Georg Thieme Verlag (1978)
- 62) KAHLE W., H. LEONHARDT, W. PLATZER :
Taschenatlas der Anatomie : Nervensystem
und Sinnesorgane
Georg Thieme Verlag (1979)
- 63) SCHMIDT R.F., G. THEWS :
Physiologie des Menschen
Springer Verlag (1980)
- 64) SOBOTTA J., M. BECHER :
Atlas der Anatomie des Menschen 3. Band
Urban und Schwarzenberg Verlag (1973)

LEBENS LAUF : ROLF M. PORSCHE

14. 2.	1960	geboren als Sohn des Ingenieur Wilhelm Porsche und seiner Ehefrau Charlotte, geb. Kittler in München evangelisch
September	1960	Einschulung in der Rotbuchenschule in München - Harlaching
September	1970	Gymnasium Ottobrunn
Juni	1979	Ablegung der Reifeprüfung
März	1980	Beginn des Studiums der Humanmedizin an der Ludwig- Maximilians-Universität München
März	1982	Ablegen der Ärztlichen Vorprüfung
März	1983	Ablegen des I. Staatsexamen
März	1985	Ablegen des II. Staatsexamen

